



VNiVERSiDAD D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS
FÉRULAS QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO
DE FÉRULA. DE LA ALTURA DE LOS CILINDROS.
DE LA MANIPULACIÓN QUIRURGICA Y DEL TIPO
DE HUESO.

JUAN DELGADO MARTÍNEZ

DIRECTOR: JAVIER MONTERO MARTÍN



VNiVERSiDAD D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS
FÉRULAS QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO
DE FÉRULA. DE LA ALTURA DE LOS CILINDROS.
DE LA MANIPULACIÓN QUIRURGICA Y DEL TIPO
DE HUESO.

JUAN DELGADO MARTÍNEZ

DIRECTOR: JAVIER MONTERO MARTÍN

2016



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA
ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN
QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO.

DON JAVIER MONTERO MARTÍN,

PROFESOR TITULAR DE PRÓTESIS ESTOMATOLÓGICA
DEL DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA DE LA UNIVERSIDAD DE
SALAMANCA.

CERTIFICA:

Que la Tesis Doctoral titulada: *VALIDACIÓN DE
LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN
DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA ALTURA DE LOS CILINDROS.
DE LA MANIPULACIÓN QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO,*
de la que es autor **Don Juan Delgado Martínez** ha sido realizada en
el Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina bajo mi
dirección y supervisión, reuniendo, en mi opinión todos los requisitos
para ser presentada y defendida para la obtención del Grado de Doctor
por la Universidad de Salamanca.

Lo que firmo en Salamanca a 1 de Junio de 2016 para que así
conste a los efectos oportunos donde convenga.



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA
ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN
QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO.

Fdo: Javier Montero Martín

PRF. DR. D. FRANCISCO SANTIAGO LOZANO SÁNCHEZ.
DIRECTOR DEL DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA DE LA FACULTAD
DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE SALAMANCA.

CERTIFICA:

Que el presente Trabajo de Tesis Doctoral, titulado "**VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO**", ha sido realizado por Don Juan Delgado Martínez, en el Departamento de Cirugía de la Universidad de Salamanca, cumpliendo los requisitos necesarios para su presentación y defensa ante el tribunal evaluatorio.

Y para que así conste donde convenga y obren los efectos oportunos, expido el presente certificado en Salamanca a 1 de Junio de 2016.

Fdo: Prf Dr. D. Francisco Santiago Lozano
Sánchez

Director del Departamento de Cirugía



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA
ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN
QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO.



Agradecimientos.

Me gustaría que estas líneas sirvieran para expresar mi más profundo y sincero agradecimiento a todas aquellas personas que con su ayuda han colaborado en la realización del presente trabajo, en especial al Dr. D. Javier Montero Martín, director de esta investigación, por la orientación, el seguimiento y la supervisión continua de la misma, pero sobre todo por la motivación y el apoyo recibido a lo largo de estos años.

Especial reconocimiento merece el interés mostrado por mi trabajo y las sugerencias del Doctor Alfonso González de Vega y Pomar con el que me encuentro en deuda por el ánimo infundido y la confianza en mí depositada. Ya no sólo por la formación profesional que me ha infundido sino por los valores que me ha transmitido.

Quisiera hacer extensiva mi gratitud a la empresa Mis Ibérica (Mis Implants) por haber suministrado los materiales necesarios para poder realizar la investigación y, especialmente a Alfonso Criado Fernández, jefe de área de la Zona Centro.

También quiero dar las gracias a D. Andrés Espinosa Benavides, por su inestimable colaboración en los inicios de la investigación

Un agradecimiento muy especial merece la comprensión, paciencia y el ánimo recibidos de mi familia y amigos.

A todos ellos, muchas gracias.



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA
ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN
QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO.

1. ÍNDICE



1. ÍNDICE

1. ÍNDICE	5
2. INTRODUCCIÓN	9
2.1 Antecedentes de la implantología	10
2.2 Antecedentes de la Osteointegración	12
2.3 Condicionantes anatómicos para la implantología	15
2.3.1 Maxilar	16
2.3.2 Mandíbula	17
2.4 Sistemas Radiológicos.	19
2.5 Protocolos implantológicos tradicionales	24
2.5.1 Planificación	24
2.5.2 Técnica quirúrgica.	25
2.5.3 Elaboración del lecho receptor de los implantes	26
2.5.3.1 Abordaje convencional	26
2.5.3.2 Abordajes más complejos	27
2.6 Nuevos abordajes quirúrgicos	30
2.6.1 Cirugía mínimamente invasiva	30
2.6.2 Cirugía sin colgajo (flapless)	30
2.7 Nuevas tecnologías de aplicación en implantología	32
2.7.1 Técnicas de diagnóstico iconográfico	35
2.7.2 Cirugía guiada	40
2.7.2.1 Software de planificación	40
2.7.2.2 Férulas quirúrgicas	41
2.7.2.3 Carga inmediata	45
2.7.3 Ventajas de la cirugía guiada	46
2.7.3.1 Exactitud	46
2.7.3.2 Densitometría	47
2.7.3.3 Preplanificación protética	48
2.7.3.4 Cirugía mínimamente invasiva	50
2.7.4 Complicaciones de la cirugía guiada	51



3. JUSTIFICACIÓN	52
4. OBJETIVOS	54
5. MATERIAL Y MÉTODOS	56
5.1 Materiales	58
5.2 Métodos	59
5.2.1 Grupos de Ensayo	59
5.2.2 Variables del estudio	60
5.2.3 Protocolo de ensayo	63
5.2.3.1 Triangulación de modelos	63
5.2.3.2 Calibración de los modelos	65
5.3 Metodología de análisis de los modelos	67
5.3.1 Análisis de las distancias mediante tomografía	73
5.3.2 Análisis de las distancias mediante fotografía	74
5.3.3 Análisis de las distancias mediante escaneado del modelo	75
5.4 Planificación implantológica	75
5.5 Validación del ajuste de las férulas	80
5.6 Colocación de los implantes según la planificación.	82
5.7 Análisis de las discrepancias angulares/lineales.	89
5.7.1 Calculando distancias con Adobe Photoshop®	89
5.7.2 Calculando distancias con MeshLab® en el modelo escaneado	90
5.7.3 Calculando distancias con MeshLab® en el modelo tomográfico.	92
5.8 Análisis de datos	92
6. RESULTADOS	94
6.1 Descripción de la muestra.	95
6.2 Resultados respecto a la variabilidad de los puntos de referencia	96
6.2.1 Con respecto al CBCT	96
6.2.2 Con respecto al tipo de soporte.	97
6.3 Análisis de las desviaciones en función del método de digitalización para los dos tipos de CBCT.	98
6.4 Correlaciones entre la densidad ósea y las desviaciones.	101
6.5 Validación intermétodo.	110
7. DISCUSIÓN	111
7.1 Validez interna del estudio	113



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA
ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN
QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO.

7.2 Validez externa	116
7.3 Discusión de los principales hallazgos	117
7.3.1 Con respecto al método tomográfico.	117
7.3.2 Con respecto al soporte de la férula	118
7.3.3 Con respecto a la altura de los cilindros.	118
7.3.4 Con respecto al sistema de colocación	119
7.3.5 Con respecto a la influencia del tipo de hueso	119
7.4 Valoración inter-método	120
7.5 Recomendaciones clínicas.	121
8. CONCLUSIONES	123
9. BIBLIOGRAFÍA	131
10. ANEXOS	154



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA
ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN
QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO.

2. INTRODUCCIÓN



2. INTRODUCCIÓN

2.1 Antecedentes de la implantología

La Odontología al igual que la sociedad está evolucionando constantemente. Antes los pacientes acudían al dentista exclusivamente cuando tenían molestias o dolor y en la actualidad este concepto está cambiando, la estética y la función son motivos muy recurrentes en nuestras primeras visitas¹.

Otro concepto que también está cambiando en la odontología es que el odontólogo realizaba la extracción de cualquier pieza que producía incomodidad, sin tener en cuenta la importancia de una correcta estabilidad oclusal. En la actualidad, la tendencia de la Odontología es conservadora en sí misma y se trata de realizar una odontología mínimamente invasiva². Así mismo los pacientes demandan tratamientos para prevenir patologías gracias a la existencia de mayor información.

Dentro de esta idea de cambio, los implantes osteointegrados son uno de los conceptos más innovadores en la historia de la odontología moderna, en los últimos años, se han incorporado al repertorio habitual de los tratamientos bucodentales³. En las últimas décadas ha habido un gran número de investigaciones para



comprobar la supervivencia a medio y largo plazo de los implantes dentales, que oscilan entre el 87% y el 100% a los 5 años y entre el 87 y el 99% los 15-20 años⁴. Se ha demostrado que pueden ser utilizados con éxito el tratamiento de los pacientes parcial o completamente edéntulos⁵⁻⁸.

Los implantes dentales han demostrado ser altamente predecibles, por ello se han convertido en la solución más recurrente para reparar las ausencias dentarias, ya sea para la rehabilitación de un tramo edéntulo o casos con ausencias múltiples⁹.

Para los pacientes edéntulos que habían sufrido un impacto negativo sobre su salud oral y su calidad de vida, la implantología oral ha supuesto un gran avance¹⁰⁻¹³. En 1991 Misch *et al.*¹⁴ estudiaron el efecto psicológico que presentaban los pacientes totalmente desdentados observando que el 88% presentaba dificultad para hablar, la mitad de los pacientes evitaba la ingesta de ciertos alimentos debido a la inestabilidad de sus prótesis, el 17% comentaba que podía realizar la masticación mejor sin utilizar las prótesis y el 16.5% de los pacientes afirmó que no las utilizaban¹⁴.

Gracias a la implantología y la osteointegración se puede restaurar una normalidad en cuanto a la función, el confort, la estética, el habla, la deglución y la salud general del paciente¹⁵.



2.2 Antecedentes de la Osteointegración

Este concepto de la osteointegración fue desarrollado por el profesor Branemark En 1969¹⁶, se produjo por un hecho inesperado durante un ensayo experimental. Surgió una unión rígida entre el hueso y la superficie del titanio que había sido colocado en el peroné de los conejos para observar las células sanguíneas en la médula ósea¹⁷. Lo más importante de este descubrimiento fue el hecho de que las reacciones inflamatorias producidas por un objeto extraño no se producían sobre el titanio¹⁷.

La osteointegración se definió como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional¹⁶.

Posteriormente este concepto fue modificado por Schröder *et al.*¹⁸ definiéndolo como anquilosis funcional: la interfase entre el implante y el hueso que se produce durante el periodo de cicatrización: desde la colocación hasta finalizar el periodo de integración.

A principios de los años 80 Albrektsson *et al.*¹⁷ definieron nuevamente la osteointegración como un concepto basado en el



anclaje directo de un implante: la formación de hueso sin el crecimiento de tejido fibrótico en la interfase hueso-implante. Describiendo que la naturaleza de esta unión era predominantemente biomecánica.

Todo es posible gracias a que el titanio es un gran material biocompatible que no produce reacción de cuerpo extraño, y que produce una reacción de osteointegración con el hueso que podemos dividir en tres periodos, periodo de curación (desde la inserción del implante de titanio hasta las 12 semanas), periodo de remodelación (desde los 3 a los 12 meses) y periodo de equilibrio dinámico (a partir de los 18 meses)²⁰. Una vez realizada la inserción alrededor de los implantes se produce un contacto íntimo entre las células óseas y el implante quedando un espacio entre los pasos de rosca del implante donde se forma un hematoma que se convertirá en hueso neoformado mediante un callo óseo y pasará por los periodos de remodelación y de equilibrio hasta adaptarse a la nueva situación funcional²⁰.

En los inicios de la implantología, los implantes fueron diseñados para conseguir la simple retención de las prótesis en pacientes con grandes reabsorciones óseas, actualmente y una vez conseguida esta retención el gran reto de la Implantología moderna es conseguir una estética excelente cumpliendo con las expectativas del paciente²⁰.



La osteointegración y las prótesis implantosoportadas han supuesto un gran avance frente a las prótesis convencionales en cuanto al mantenimiento del hueso alveolar, la transmisión de las fuerzas de los dientes artificiales al maxilar y/o la mandíbula, no solamente asegurando la estabilidad de la prótesis, sino que también ha disminuido los traumatismos sobre los tejidos blandos orales y ayuda a mantener la dimensión vertical, la tonicidad de los músculos, mejorar la estética favoreciendo la sensación de muchos pacientes de que sus dientes artificiales han llegado a formar parte integral de ellos mismos, lo que ha aumentado extraordinariamente su calidad de vida oral ^{9.22-27}.

La osteointegración es el periodo que se produce desde que realizamos la colocación quirúrgica de la implante hasta la carga funcional de este ^{18.20.28}.

Existen varios factores que pueden producir modificaciones en la oseointegración²⁹.

- La técnica quirúrgica, el implante debe ser insertado lo más atraumáticamente posible.
- La estabilidad primara del implante.
- La morfología del implante, siendo más favorable en implantes roscados ²⁹.



- La superficie del implante, incrementa la unión entre el hueso y el implante pudiendo activar la oseointegración, penetrando las lagunas características del hueso laminar en la morfología del implante²⁹.

La osteointegración comienza a producirse aproximadamente a las 3 semanas de la colocación del implante y se prolonga hasta los 3 meses y medio donde se puede observar histológicamente la presencia de hueso neoformado alrededor del implante. Dependiendo del tipo de hueso este proceso puede alargarse hasta los 6 meses²⁹.

2.3 Condicionantes anatómicos para la implantología

Dentro de la anatomía ósea podemos diferenciar dos tipos de tejidos, un hueso cortical y un hueso esponjoso. Hueso cortical forma la capa externa, es más compacta y pobremente vascularizada. El hueso esponjoso está incluido dentro del cortical y es mucho más trabeculado y posee más vascularización, el hueso cortical es de 10 a 20 veces más rígido que el hueso esponjoso³⁰.

Lekholm Y Zarb³¹ en 1985 realizaron una clasificación del tipo de hueso en función de la calidad ósea maxilar:



- D1: Hueso compacto homogéneo con mala irrigación. Se aprecian las trabéculas óseas separadas por espacios medulares pequeños.
- D2: Espesa capa de hueso compacto rodeando un núcleo de hueso trabecular denso.
- D3: Delgada capa de hueso cortical alrededor de un hueso denso trabecular de resistencia favorable.
- D4: Delgada capa de hueso cortical alrededor de un núcleo de hueso esponjoso de baja densidad

2.3.1 MAXILAR

El maxilar superior posee una cortical fina y una gran cantidad de hueso esponjoso (poco denso y muy trabeculado) de densidades variables siendo menos denso los sectores posteriores³².

Podemos diferenciar tres sectores claramente diferenciados en el maxilar:

- Sector Anterior.

Es la zona comprendida entre los caninos superiores. Esta zona posee un hueso tipo D2-D3 y tiene como condicionante anatómico la concavidad vestibular, lo que implica que es importante hacer un buen despegamiento a espesor total hasta ver bien el fondo del vestíbulo, para que los implantes no fenestren por vestibular.



En la parte superior está delimitada por la basal de las fosas nasales que nos permite en ciertas ocasiones realizar anclajes bicorticales³².

- Sector Medio.

Es la zona que alberga a premolares y molares. Presenta un hueso normalmente más trabeculado tipo D3. En esta zona el seno maxilar que es uno de los condicionantes anatómicos más importantes a la hora de la colocación de implantes³²⁻³⁴.

El seno maxilar es lobulado y en pacientes con edentulismo prolongado normalmente se encuentra neumatizado. Lo que nos obliga a realizar técnicas quirúrgicas más complejas³³.

- Sector Posterior.

Es la zona distal corresponde a la zona del segundo y tercer molar, el tipo de hueso es predominantemente esponjoso (tipo D4) llegando incluso a no presentar cortical³².

2.3.2 Mandíbula

La mandíbula está compuesta por una capa de hueso cortical gruesa que rodea a la parte central esponjosa Tilman *et al*³³, observaron en 1983 que en el sector anterior la cortical mandibular es más gruesa en la cara lingual y en el sector posterior en la vestibular³²⁻³⁴.



Podemos definir dos zonas implantológicas determinadas por el orificio mentoniano.

- Sector anterior:

Es la zona que localizamos entre los dos agujeros mentonianos, situados entre 20-31mm de la sínfisis mentoniana³⁵. Encontramos un tipo de hueso muy compacto tipo D1-D2.

Anatómicamente es la mejor zona para la colocación de los implantes puesto que no posee ninguna limitación y presenta un hueso muy compacto y con una cortical muy gruesa. Es importante tener en cuenta que la elevada presencia de hueso cortical supone que esta zona tenga una baja vascularización³⁶.

- Zona posterior:

Parte del orificio mentoniano, hacia la rama mandibular. Encontraremos un hueso compacto tipo D2 y tenemos una limitación muy importante en la parte basal con la presencia del conducto del nervio dentario inferior con dos corticales bien definidas³²⁻³⁴.

La atrofia de las crestas alveolares es un proceso degenerativo y que va en aumento, reduciendo la retención y estabilidad de las prótesis completas removibles convencionales en los pacientes con mayores atrofias¹⁰. Produciéndose de forma más acentuada en el maxilar superior, en parte debido al tipo de hueso, ya que es más



esponjoso que en la mandíbula. Las características anatómicas del maxilar superior (ej. seno maxilar. fosas nasales) dificultan el procedimiento quirúrgico de la inserción implantológica. Además, la atrofia alveolar se produce de forma centripeta produciendo una migración hacia palatino. Esto supone que para obtener una emergencia adecuada de los implantes debemos inclinarlos lo que dificulta aún más la cirugía^{21.38}. Con respecto a la mandíbula tenemos que reseñar la presencia del nervio dentario que nos dificulta la colocación de implantes en sectores posteriores cuanto tenemos una atrofia severa.

Por consiguiente, la selección del paciente edéntulo ya sea parcial o total candidato a implantes es un proceso complejo donde resulta esencial la valoración prequirúrgica.

2.4 Sistemas Radiológicos.

Actualmente disponemos de pruebas radiológicas (ortopantomografías y CBCTs) que nos permiten realizar estudios radiográficos previos pudiendo identificar perfectamente las anomalías anatómicas valorando la presencia o ausencia de hueso y el volumen de este tanto en altura como en anchura³⁹.



La ortopantomografía, también llamada radiografía panorámica, es una técnica radiológica que nos permite obtener una imagen general de los dientes, los maxilares y la mandíbula.

La ortopantomografía se realiza con un aparato radiográfico extraoral que realiza un pequeño giro alrededor de la cabeza del paciente. Obteniendo de este modo una imagen plana en 2D.

La Tomografía Axial Computerizada (TAC) consiste en la emisión de un haz de Rayos X que gira alrededor del paciente y nos permite obtener imágenes radiográficas del interior del organismo en forma de cortes axiales, sagitales o sin distorsión ni magnificación (escala 1.1) pudiendo relizar imágenes tridimensionales con ayuda del software.

En los últimos años la tecnología del TAC a avanzado mucho y se han desarrollado los CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*), o lo que es lo mismo Tomografía Computerizada de Haz Cónico. Al emitir el haz de Rx en forma cónica, con una única rotación de 360 grados, se expone toda la zona a explorar y se consiguen todas las proyecciones necesarias para crear finalmente la reconstrucción tras el proceso de computerizado disminuyendo así la radiación que su ponía los TAC convencionales.

Las imágenes en la tomografía se forman por la conjunción de *voxel*, unidad mínima de información, a mayor número de estos



obtendremos una mejor calidad de imagen, así mismo también es muy importante que el *voxel* sea igual en dimensión en los 3 ejes del espacio (isotrópico) para que no se produzcan pequeñas distorsiones como sucede con el TAC convencional donde el *voxel* es anisotrópico.

La utilización de radiografías panorámicas convencionales aún cuando se utilizan testigos de magnificación mediante esferas metálicas o puntos de gutapercha, no es un método correcto y fiable puesto que se obtienen unos márgenes de error muy grandes en cuanto a la expansión y a la distorsión además de la cantidad de artefactos que nos podemos encontrar⁴⁰.

En una ortopantomografías no podemos observar las estructuras tridimensionales^{40,41}. En la radiología Axial computerizada (TAC) el análisis de las imágenes nos permite observar los volúmenes en los tres ejes, axial, coronal y sagital pudiendo a su vez crear múltiples cortes y radiografías panorámicas^{42,43} (Ver Figura 1).



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA
ALTURA DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN
QUIRURGICA Y DEL TIPO DE HUESO.

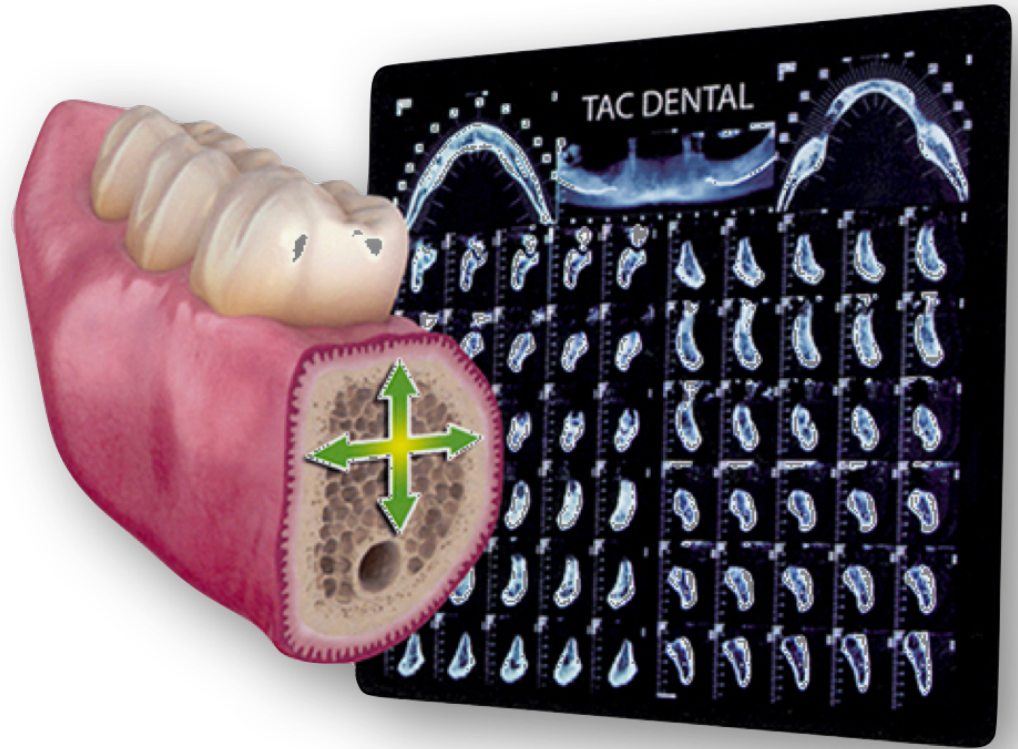


Figura 1. Tac Dental donde podemos valorar los cortes. axial. sagital y transversal valorando así la altura y la anchura ósea.

Hay muchos estudios que demuestran que la ortomantomografía tiene una desviación de entre un 25 y un 30% lo que supone una gran discrepancia^{39.44}. En un estudio de Sonic et al⁴⁵ en 1994 compararon la precisión de la radiografía a la hora de localizar el nervio dentario obteniendo unos resultados de entre 3-7.5 mm de desviación en la radiología periapical, entre 1.9-5.5 mm en ortopantomografías y entre 0.2 y 0.5 mm en el TAC (Ver Figura 2). Por ello en los casos de atrofas severas. debe recomendarse el



estudio con un TAC que ofrece información mucho más fidedigna y nos permite valorar los tres planos como podemos ver en la Figura 2^{39.44}.

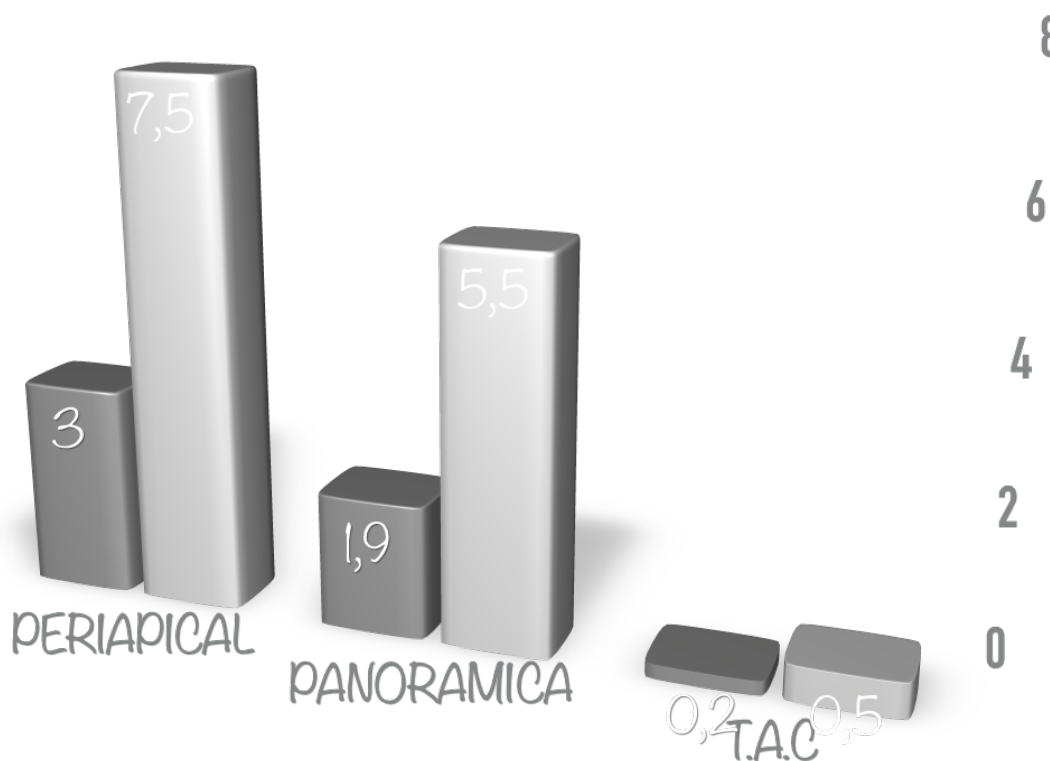


Figura 2. Gráfica del margen de error producido en las diferentes técnicas Radiológicas. Tomado de Sonic *et al*⁴⁵

Las principales ventajas de la utilización del TAC a la hora de realizar una planificación quirúrgica son que se produce una menor distorsión, nos permite tener una visión tridimensional, podemos valorar el tipo de hueso según la densitometría y tiene una gran importancia médico-legal puesto que estamos utilizando todas las herramientas a nuestro alcance para obtener los mejores resultados.



2.5 Protocolos implantológicos tradicionales

2.5.1 Planificación

Aunque es necesario realizar un diagnóstico completo y una planificación clínica previa, el tratamiento con implantes es considerado seguro y predecible^{10.12-13}. Existen multitud de estudios con una gran variedad de sistemas que ofrecen un buen pronóstico a largo plazo, lo que permite recomendar su utilización entre los pacientes edéntulos^{10.12-13}.

A la luz de todos estos datos, los implantes son considerados como el tratamiento más conservador y, posiblemente, también el más ético⁴⁶⁻⁴⁷. Antes la planificación se basaba en la toma de modelos y ortopantomografías. Hoy en día existen técnicas que favorecen la planificación digital como se verá en el apartado 2.7.1 Técnicas de diagnóstico iconográfico.

Tanto en la inserción de los implantes en el maxilar superior como en la mandíbula, para el tratamiento del paciente edéntulo, se recomienda utilizar una guía quirúrgica, basada en la conformación protética de los dientes, para controlar la dirección, el eje y el paralelismo de los implantes^{49.50}.



Aún así, en el maxilar superior edéntulo es frecuente que por su conformación anatómica, la emergencia de los implantes y de los pilares sea extremadamente vestibular, con las dificultades que ocasiona para su posterior rehabilitación prostodóncica. Semejante situación puede tener lugar en el sector anterior de la mandíbula edéntula, con una emergencia extremadamente lingual de los implantes^{49.50}.

2.5.2 Técnica quirúrgica.

Para la colocación de los implantes es muy importante valorar la localización y el número de los implantes que se van a colocar a cada paciente⁵¹. Esto estará determinado por la valoración previa del paciente y de la cavidad oral apreciando los procesos anatómicos de la zona a rehabilitar y teniendo en cuenta el tipo de prótesis que se va a efectuar.

Los primeros implantes dentales osteointegrados estaban indicados para rehabilitar mandíbula edéntula²⁰. Actualmente, podemos rehabilitar todos los sectores maxilares de una forma prostodóncicamente satisfactoria⁵².



2.5.3 Elaboración del lecho receptor de los implantes

2.5.3.1 Abordaje convencional

La secuencia para la inserción de los implantes se realiza mediante un fresado progresivo y cuidadoso, con fresas estandarizadas, buena irrigación con suero fisiológico, sin presión, y a velocidad reducida para evitar el sobrecalentamiento del lecho implantario y de este modo una futura osteonecrosis^{28.53}.

La preparación se realiza del modo más atraumático posible evitando el calentamiento del hueso y la sobreinstrumentación⁵⁴, de esta forma, se produce una cicatrización fisiológica del hueso esponjoso y cortical y se impide la aparición de tejido cicatricial poco diferenciado.

No se recomienda superar las 800 revoluciones por minuto, aunque hay situaciones clínicas en hueso muy corticalizados donde será necesario aumentar la velocidad hasta 1.500-2.000rpm⁵⁵, siempre haciendo pausas en el fresado si estamos trabajando a muchas revoluciones irrigando con suero salino para refrigerar las fresas. Un estudio de Eriksson y Albrektsson⁵⁸ sobre el calentamiento óseo descubrió que se producía necrosis ósea si realizábamos un fresado a 47°C durante 5 minutos, a 50°C durante un minuto y a 56°C durante menos de un minuto, produciéndose unas consecuencias irreversibles⁵⁷. Aunque si realizamos un fresado



convencional las temperaturas a las que se somete el hueso son sustancialmente inferiores (30°C) es importante seguir el protocolo quirúrgico indicado por el fabricante⁵⁸.

Actualmente las casas comerciales recomiendan protocolos de fresado diferentes dependiendo del tipo de calidad óseas⁵⁹. Por ejemplo para hueso con mucha densidad ósea tipo D1 se recomienda la utilización del macho de terraja y para un hueso muy esponjosos (D4) se recomienda realizar el fresado con al menos una fresa de diámetro menor al implante que vamos a colocar, e incluso la utilización del uso de osteotomos de condensación⁵⁹.

El fresado se debe realizar de manera constante y siguiendo siempre una misma dirección para no crear un lecho de forma irregular y comprometer la estabilidad primaria del implante⁵⁵.

En los casos de atrofas severas en las que exista un compromiso en anchura o altura, la inserción del implante es más compleja y tendremos que ayudarnos de técnicas más avanzadas como la expansión crestal, la elevación sinusal, la distracción o la regeneración, para obtener el mantenimiento del implante en el tiempo^{60.61}.



2.5.3.2 Abordajes más complejos:

- Expansión de la cresta y compactación ósea

La técnica con expansores consiste en el uso secuencial de osteotomos roscados con diferentes diámetros⁶². Este proceso se realiza sin irrigación y de forma pausada para evitar fracturas de la cresta ósea⁶³. Los expansores están más indicados para el maxilar superior en procesos alveolares estrechos y atróficos^{64.65} aunque también se pueden utilizar en la mandíbula⁶⁶.

Además de la expansión también producen un proceso de compactación del tejido óseo aumentando la densidad ósea y posterior la estabilidad primaria del implante^{66.67}. Siendo muy indicados en el sector posterior maxilar⁶⁸.

- Técnica de elevación del seno maxilar

Esta técnica se basa en la intrusión controlada del seno maxilar⁶⁹, y se puede realizar por vía lateral o por vía crestal. Si se realiza por vía crestal utilizaremos unos osteotomos que desplazan⁷⁰ el suelo del seno, permitiendo la colocación del injerto y el implante de mayor longitud^{71.72}.



Según la clasificación de Misch⁷³, la técnica de elevación atraumática con osteotomos está indicada, cuando la distancia entre el reborde alveolar y el suelo sinusal es de 8-10mm, y cuando no está indicada la colocación de implantes cortos. Esta situación actualmente ha sido modificada puesto que los implantes de 8 milímetros ya se consideran implantes estándar y podemos realizar una técnica crestal cuando tenemos crestas residuales mayores de 5 mm.

Cuando tengamos crestas menores de 5 mm tendremos que realizar un abordaje lateral permitiendo acceder a la membrana del seno para replegarla y obtener un espacio para colocar el injerto⁷².

- Distracción alveolar

La distracción, es un proceso de neoformación del hueso alveolar que se produce al aplicar, con un distractor, fuerzas de tracción controladas en una zona ósea que hemos preparado mediante una corticotomía y osteotomía⁷⁴⁻⁷⁶. Es una separación controlada, donde en conjunto con este proceso a nivel óseo, él cual pretende formar hueso, también existe una formación de tejido blando (vasos y nervios), llamada distracción histiogénica, por lo cual se deduce que la distracción osteogénica está acompañada de los tejidos blandos que rodean a estas estructuras óseas. Esta técnica es mínimamente invasiva y evita la morbilidad de un sitio donante⁷⁷⁻⁸¹.



- Regeneración ósea guiada.

La Regeneración Ósea Guiada se basa en la formación de nuevo hueso para compensar los maxilares atróficos; es necesario el uso de membranas como funciones de barrera y de este modo para evitar la infiltración, de componentes celulares (células epiteliales y conjuntivas) que impidan el crecimiento óseo⁸²⁻⁹⁰.

Además necesitaremos combinar estas membranas con la utilización de injertos de hueso ya sea autólogo, heterólogo o una combinación de ambos⁹¹.

2.6 Nuevos abordajes quirúrgicos

2.6.1 Cirugía mínimamente invasiva

La cirugía mínimamente invasiva es un procedimiento quirúrgico por medio del cual se realizan cirugías mayores sin necesidad de hacer incisiones amplias.

2.6.2 Cirugía sin colgajo (*flapless*)

Colocación de los implantes dentales de forma transmucosa sin realizar incisiones ni despegamientos. La ventaja de esta técnica es que conservar la irrigación procedente del periostio ya que este se mantiene intacto (ver Tabla 1)^{92.93} pero es una técnica a ciegas⁹⁴ y es necesario la realización de un Tac para poder realizar un correcto posicionamiento del implante.



IRRIGACIÓN DE LOS LECHOS IMPLANTARIOS		
LECHOS POSTEXTRACCIÓN	LECHOS EN TRAMOS EDÉNTULOS (M.I).	LECHO EN TRAMOS EDÉNTULOS CON COLGAJO
Hueso	Hueso	Hueso
Periostio	Periostio	
Ligamento periodontal		

Tabla 1. Procedencia de la irrigación en los distintos lechos implantarios según el tipo de cirugía.

En el estudio de Becker *et al*⁹⁵ demostraron que al realizar una cirugía con colgajo se produce una pérdida ósea en la zona crestal del implante mayor que en la cirugía sin colgajo (Ver Figura 3).

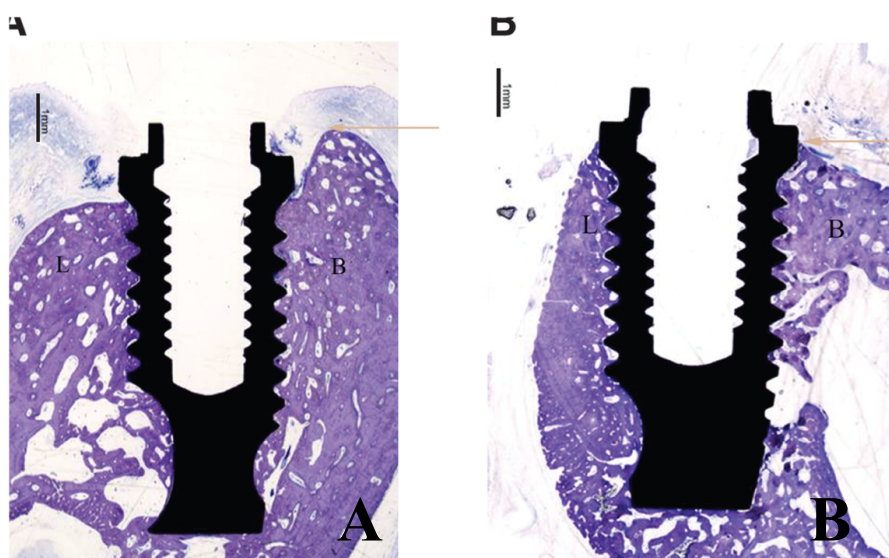


Figura 3. A. Implante colocado con técnica con colgajo. B. Implante colocado con técnica Flapless. Fotografía tomada de Becker *et al*⁹⁵.



Estos conceptos que están muy en boga en la odontología contemporánea tienen que ser bien entendidos puesto que no solamente significa mínimamente invasivo la realización de cirugía sin colgajo.

2.7 Nuevas tecnologías de aplicación en implantología

En el mundo cada vez se colocan un número más elevado de implantes anualmente y en España existe una tendencia estadística aumentando de un 1,1% en 2005 a un 5,6% en 2010 para los pacientes portadores de prótesis implantosoportadas³, estos números van aumentando año a año, lo que supone que la implantología es una ciencia con mucho auge y mucho porvenir⁹⁶. Hasta donde llega nuestro conocimiento, la implantología se basa en unos conceptos de éxito que están en continua modificación. Unos años atrás estos criterios se basaban únicamente en la supervivencia del implante a lo largo del tiempo actualmente sabemos que no solamente es importante la longevidad⁹⁷ sino que también influyen valores como la estética, la función, el confort, la fonética...⁹⁸.

Por ello existe un interés creciente por conocer cuáles son los factores determinantes para establecer una correcta posición implantaría y de este modo poder satisfacer todos los criterios de éxito actuales. Siendo deseable disponer de algún sistema que nos permita trasladar la posición ideal preplanificada a la posición quirúrgica final.



Para evitar todas las limitaciones de la cirugía convencional han surgido múltiples sistemas que nos ayudan a la colocación de los implantes en los últimos años, los más destacados son los software de planificación tridimensional y los sistemas de cirugía guiada o asistida por ordenador⁹⁹.

La cirugía guiada hoy en día esta es la técnica más avanzada y moderna en Implantología. Para poder realizarla se aúnan la más alta tecnología radiológica, informática y quirúrgica, dando como resultado un procedimiento fiable, preciso y seguro¹⁰⁰.

Según el estudio de Schnitman¹⁰¹ si realizamos una cirugía guiada el lecho implantario es más circular que si realizamos la cirugía de forma convencional que los lechos quedan con forma más ovoide.

Con la cirugía guiada obtenemos: más información que con las técnicas convencionales. podemos hacer una mejor selección del implante y del implante realizando una simulación protética y quirúrgica. Además podemos tener una mejor comunicación entre el paciente y el odontólogo. ya que el paciente puede visualizar tridimensionalmente la cirugía a realizar. En definitiva se realiza una planificación más predecible evitando posibles problemas médico-legales y se podría tener configurada la rehabilitación protésica, antes de la intervención para dar una solución inmediata a las necesidades funcionales del paciente¹⁰².



Los programas de ordenador nos permiten realizar modelos virtuales a partir de los cortes tomográficos e incluso superponer los modelos diagnósticos para poder obtener una planificación guiada por la prótesis.

A su vez también podemos tomar medidas y referencias para la colocación del implante en su posición ideal tomando como referencia el artículo de Tarnow¹⁰³ en el que concluyó que la distancia entre dos implantes tiene que ser de al menos 3 mm y entre un implante y un diente de 1.5 mm para que se mantenga el hueso (Ver Figura 4).

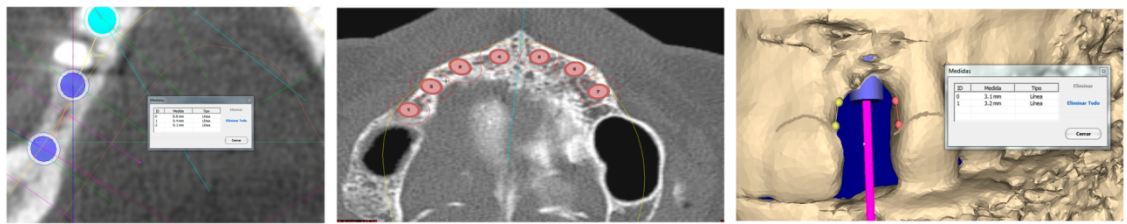


Figura 4. Obtención de distintas mediciones y referencias en varios software de planificación guiada por ordenador.

Si nos basamos en este concepto de realizar la colocación de los implantes guiados por la prótesis^{104.105} es necesario realizar un estudio previo y una planificación exhaustiva de cada uno de los casos a tratar. Realizando modelos y encerados diagnósticos así como radiografías previas y férulas radiográficas si fuesen necesarias^{106.107}. Y de este modo podemos colocar los implantes respetando las estructuras anatómicas como pueden ser el nervio dentario, el seno maxilar y las raíces de los dientes adyacentes.



Para comunicarnos y poder enviar, recibir y almacenar los datos en medicina se utiliza un archivo denominado DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) que es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de pruebas médicas, pensado para su manejo, visualización, almacenamiento, impresión y transmisión.

2.7.1 Técnicas de diagnóstico iconográfico

Con el avance de la cirugía guiada por ordenador, las tasas de éxito en la colocación de los implantes y su posterior restauración sigue mejorando siendo un 98% la tasa de éxito (supervivencia en boca) de los implantes en estudios con cirugía guiada a 5 años mientras que para la cirugía convencional es de un 95%¹⁰⁸. La mejora significativa de las guías quirúrgicas generadas por ordenador, la precisión y la exactitud permitiría una mayor precisión y exactitud a la hora de colocar los implantes.

Lo más importante a la hora de tener precisión en nuestras férulas quirúrgicas es trasladar la planificación virtual del implante al paciente. Gracias a los software tan avanzados del mercado podemos realizar planificaciones tridimensionales previas a nuestras cirugías, lo que supone un avance muy importante. Este procedimiento podemos realizar por dos sistemáticas diferentes:

- Doble escaneado¹⁰⁹.

Realizaremos un primer escáner al paciente portando una férula radiológica y un segundo escáner a la férula radiológica exclusivamente.



Para ello necesitamos confeccionar una férula radiológica, ya en los años 90 Modica¹¹⁰ comentaba que no podemos realizar un tac correctamente si no utilizamos una férula radiológica.

Esta férula se puede confeccionar mediante tres sistemas diferentes (Ver Figura 5) dependiendo de las necesidades del paciente:

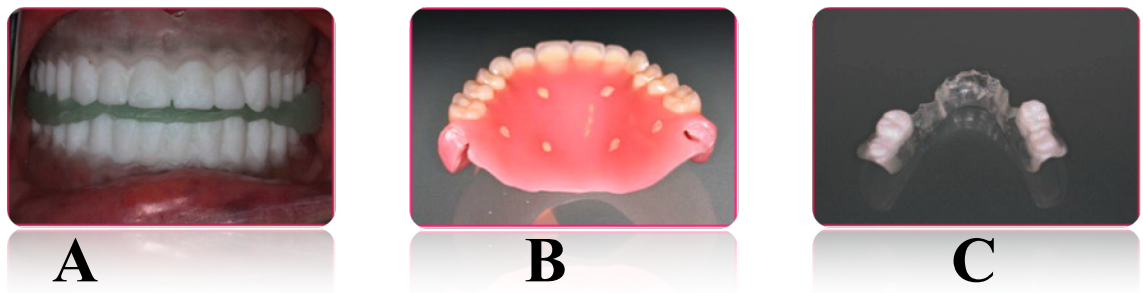


Figura 5. A. Férula radiológica baritada duplicada de la prótesis del paciente. B. Puntos de gutapercha en la prótesis del paciente. C. Vacumm con dientes baritados

- Ayudándonos de la prótesis del paciente, si el paciente es portador de una prótesis removible podemos realizar unas pequeñas marcas con gutapercha, siempre siendo un mínimo de 4 puntos por vestibular y 4 puntos por lingual o palatino.

Estas marcas nos permiten realizar una triangulación y superponer posteriormente los dos escáneres¹¹¹.



- Realizando un duplicado de la prótesis del paciente.

Para ello utilizaremos un duplicador de Lang® (Lang Dental. Wheeling. USA). que nos permite mediante dos tomas de alginato crear un molde exacto de la prótesis del paciente. Y rellenamos este molde con resina, para poder ver la férula en la radiografía necesitamos mezclar la resina con bario. Lo realizaremos en dos concentraciones diferentes para los dientes mezclaremos la resina con un 15% de sulfato de bario y para el soporte mucoso de la prótesis lo mezclaremos con un 10%. De este modo podremos observar todas las superficies anatómicas en la radiografía¹¹² (Ver Figura 6).

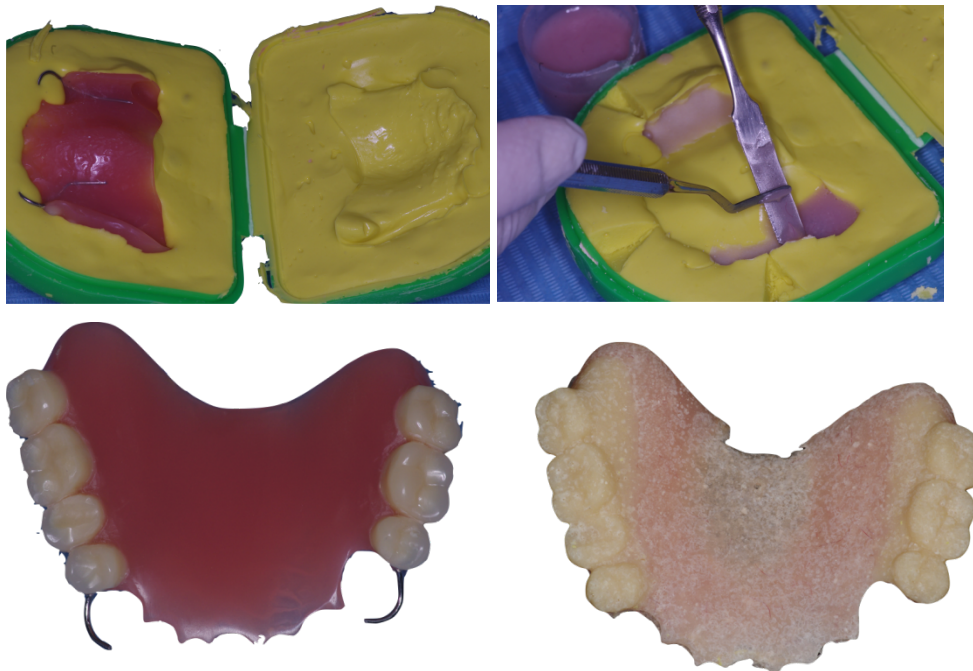


Figura 6. Pasos para confeccionar una férula radiológica mediante un duplicador de Lang® (*Lang Dental. Wheeling. USA*).



○ Mediante un plancha *Vacumm*, en la que incluimos los dientes de resina baritados, este es un método muy simple y rápido de realizar pero necesitamos que sea un paciente parcialmente desdentado puesto que para pacientes edéntulos no podríamos aplicarlo¹¹³

Gracias a las férulas radiológicas podemos ver la posición tridimensional de la futura pieza dentaria a restaurar y de este modo realizar una planificación implantológica basándonos en la prótesis y no exclusivamente en el hueso remante.

Una vez que hemos realizado el doble escaneado tanto del paciente portando la férula como de la férula individualmente se procede a solaparlas realizando un *best fit* (ver Figura 7) gracias al software de planificación guiada por ordenar¹¹⁴.

Si hemos realizado una férula con puntos de gutapercha tenemos que unificar los puntos del escáner del paciente con los de la férula y si hemos realizado con cualquiera de los otros dos sistemas tendremos que tomar como referencia los dientes baritados de la férula.

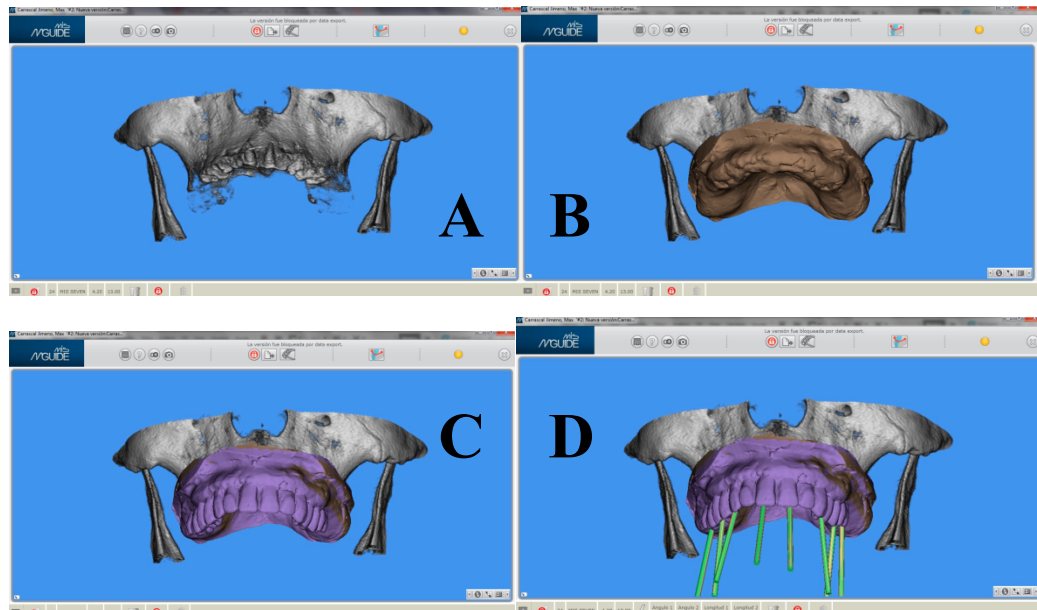


Figura7. *Best fit* del DICOM (A), modelo escaneado del paciente (B), encerado diagnostico (C) y programación de los implantes (D)

- Mapeado de modelos¹¹⁵

La otra posibilidad tradicional es el mapeado de los modelos. que consiste en tomar una serie de referencias del hueso del paciente y trasladarlas a un modelo de escayola. Estas referencias las tomamos una vez que tenemos al paciente anestesiado, realizamos un serie de sondajes a hueso con un explorador recto calibrado o bien con una espaciador de endodoncia con un tope, a lo largo de la línea central donde queremos que se sitúe nuestro implante. Así optemos la cantidad de tejido blando que disponemos y podemos posicionarlo tridimensionalmente en el modelo de escayola basandonos el hueso que observamos en el escáner¹¹⁵.



Este sistema ha quedado un poco relegado con los últimos avances en odontología digital, y el mapeado ha quedado sustituido por el escaneado de los modelos.

- Escaneado de modelos.

Al realizar un escáner del modelo de escayola, podemos obtener un archivo tridimensional que nos permite solaparlo con el CBCT y de este modo no es necesario realizar el mapeado en la boca del paciente, minimizando así la morbilidad.

Este paso tiene como principal problema la necesidad de realizar una impresión de la boca del paciente pudiendo producir pequeñas desviaciones por los errores intrínsecos del material y de la técnica¹¹⁵.

2.7.2 Cirugía guiada

2.7.2.1 Software de planificación

Los avances tecnológicos en el diagnóstico por imagen en 3D y la incorporación de programas informáticos son capaces de transformar de forma virtual e interactiva la información obtenida de la anatomía y patología de los maxilares, esto ha hecho posible el desarrollo de la tecnología diagnóstica computarizada asistida por ordenador y su aplicación clínica en el área maxilofacial¹¹⁵.

Desde el punto de vista de la implantología oral, las imágenes 3D y los software informáticos ha mejorado la planificación de tratamiento ya que permite la realización de modelos tridimensionales y la realización de



férulas quirúrgicas con las diversas guías que asegura la inserción controlada de los implantes (número, diámetro, longitud e inclinación) de acuerdo al volumen y densidad del hueso alveolar residual según la información obtenida por la tomografía computarizada, y además en muchas ocasiones permite una preparación protodóncica con una carga funcional inmediata¹¹⁶.

El diagnóstico radiológico permite valorar las estructuras anatómicas del maxilar (ej. seno maxilar) o de la mandíbula (ej. nervio dentario inferior). La transferencia de los datos obtenidos por medios diagnósticos por imagen como la tomografía computarizada (TAC) a programas informáticos (ej. *Mguide®*, *Galimplant.3D®*, *Neoguide®*, *Nobelguide®*, *Simplant®*...) está mejorando notablemente la planificación de tratamiento con una visión tridimensional que asegura una inserción controlada de los implantes mediante una cirugía guiada o asistida¹¹⁷⁻¹¹⁹.

Estos sistemas permiten una planificación virtual de la rehabilitación protésica previa a la cirugía, la selección del número y situación espacial de los implantes. De esta forma, el implantólogo posee un medio diagnóstico basado en datos reales proporcionado por el TAC, en el que puede realizar de forma cómoda y gráfica, las diversas opciones de tratamiento valorando sus ventajas e inconvenientes en modelos tridimensionales¹²⁰⁻¹²².

2.7.2.2 Férulas quirúrgicas

Se puede fabricar una férula quirúrgica diseñada con las diversas guías para la inserción de los diferentes implantes en longitud y en diámetro, así como su inclinación espacial según las características del



reborde alveolar de los maxilares edéntulos previamente obtenidas por la TAC. Esta guía quirúrgica permite, así mismo, la inserción de los implantes de una forma mínimamente invasiva, sin necesidad de realizar colgajo lo que simplifica el tratamiento y beneficia al paciente porque evita molestias dolorosa^{118.119.123}.

Las férulas quirúrgicas se pueden clasificar según su apoyo en tres tipos: mucosoportadas, dentosoportadas y osteosoportadas (Ver Figura 8). Según el estudio de Van Assche *et al*¹²⁴ las mucosoportadas se utilizan en pacientes completamente edéntulos y necesitan pins de fijación para estabilizarse, las dentosoportadas obtienen una desviación media de entre 0.5 y 0.8 mm y se estabilizan en los dientes remantes y las osteosoportadas tienen una desviación entre 0.8 y 1.2 mm, estas prácticamente no se utilizan ya que se anclan en el hueso con la desventaja de tener que realizar unos colgajos muy amplios.

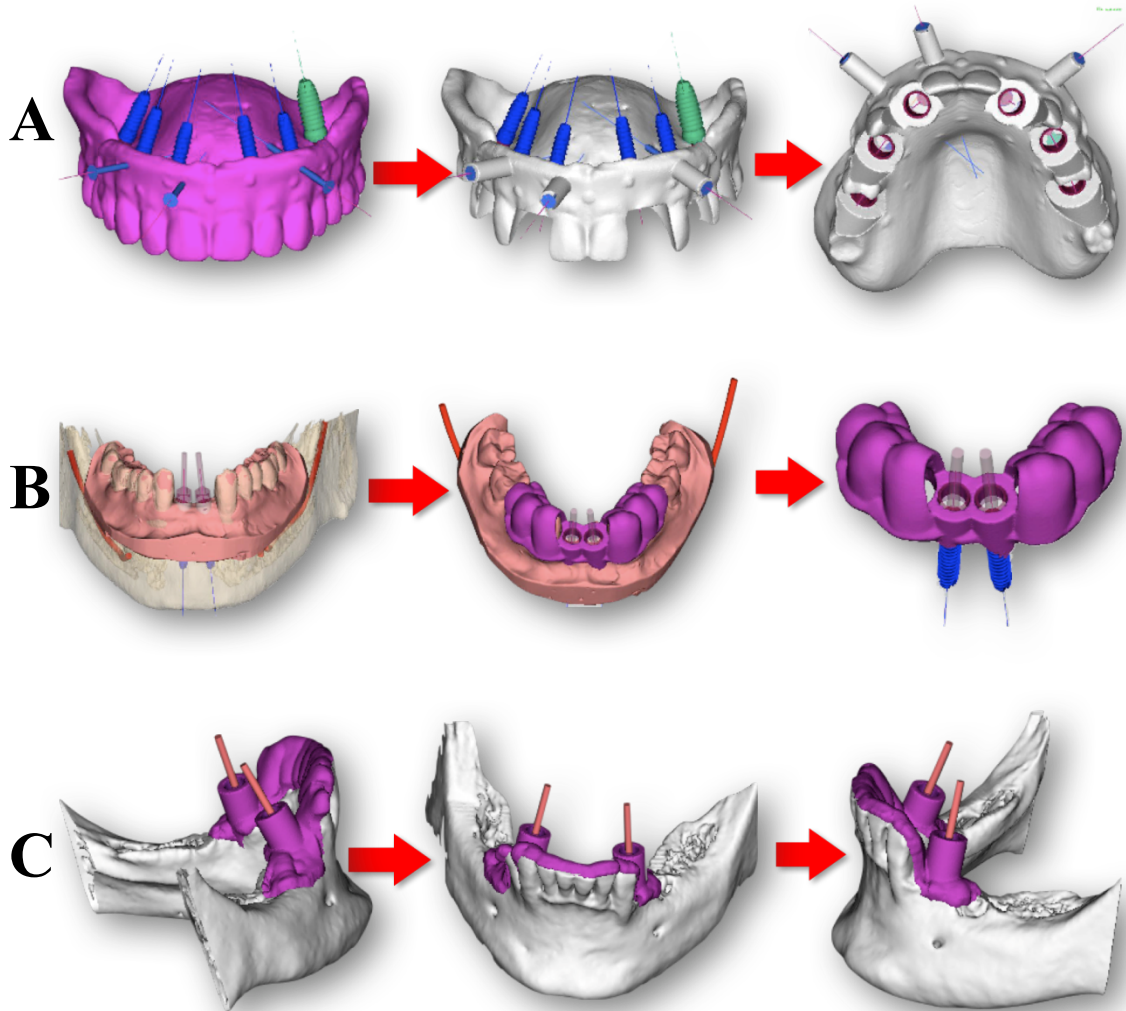


Figura 8. Distintos tipos de férulas según su apoyo. A. Mucosoportadas. B. Dentosoportadas y C. Osteosoportadas.

También podemos dividir las férulas según el sistema de fresado en universales o guiadas (Ver Figura 9), para el sistema de guías universales son necesarias varias guías con un diámetro de los cilindros que va aumentando, el primero de 1.8 mm el segundo de 2.4 mm y el tercero de 3.2 mm. Vamos sustituyendo las férulas y realizando el fresado secuencial. Tiene la ventaja de poder utilizar cualquier sistema de implantes utilizando la fresa final del implante previa a la colocación, con las desventajas del



aumento de los costes debido a elevar el número de férulas y el no poder utilizar la férula para colocar el implante. Y las guiadas se adaptan a cada tipo de implante ya que tienen unos cilindros mayores que se van reduciendo con la utilización de elementos intermedios ya sean unas llaves de reducción o simplemente con la fresa quirúrgica como en el caso del sistema Mguide® que utilizamos para nuestro estudio.

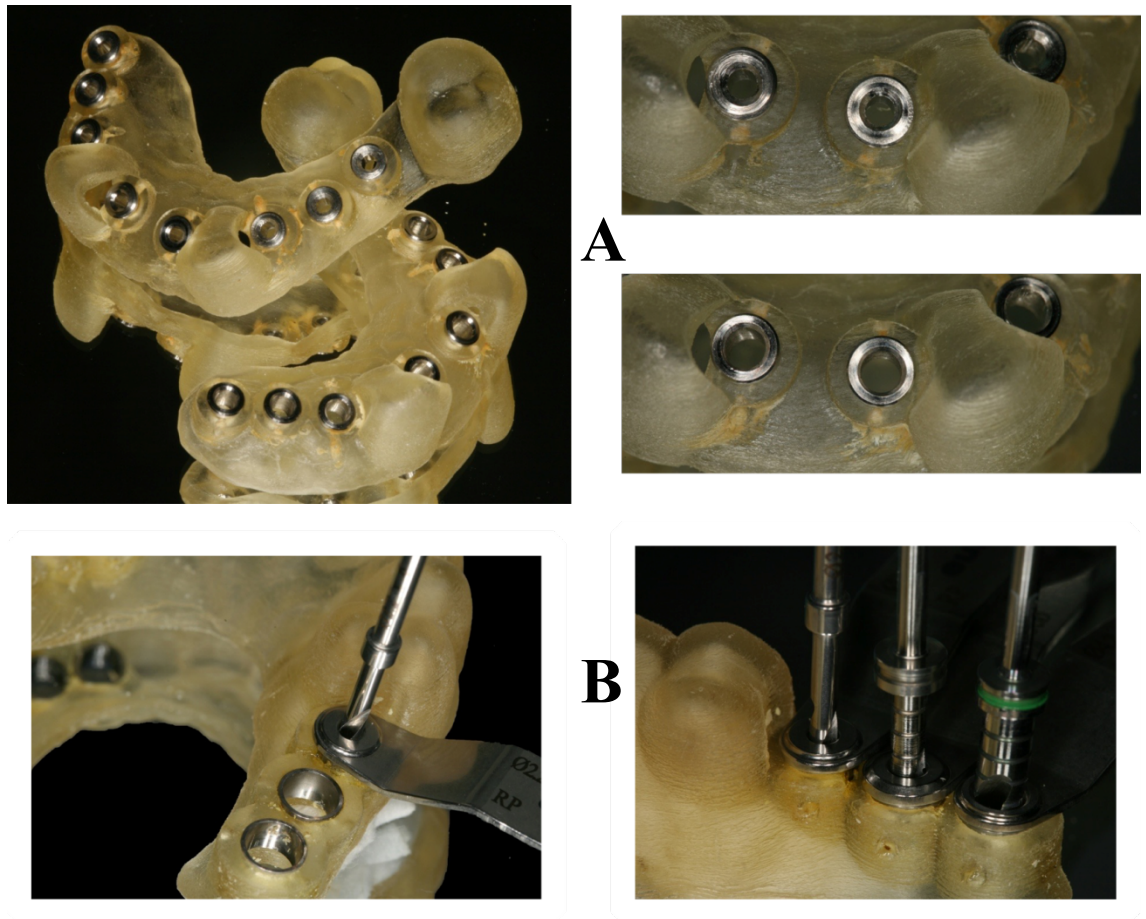


Figura 9. A. Férulas universales. B. Férulas guiadas.

La férula también tiene una indicación protésica porque proporciona la posibilidad de realizar la prótesis previamente a la inserción de los



implantes ya que puede ser utilizada como cubeta de impresiones y ser vaciada con los análogos de implantes¹²⁵.

2.7.2.3 Carga inmediata

Desde un punto de vista profesional, el implantólogo debe informar al paciente que va a ser tratado con una rehabilitación con implantes mediante un protocolo de cirugía guiada y carga inmediata, de las diversas fases que constituyen el tratamiento, así como de la posibilidad de la existencia de complicaciones y pérdida de implantes. Todos los pacientes deben autorizar el tratamiento implantológico mediante un consentimiento informado¹²⁰.

El diagnóstico por imagen es determinante en el tratamiento con implantes dentales mediante carga inmediata en los maxilares edéntulos. El primer estudio radiológico que debe realizarse al paciente es la ortopantomografía. En este sentido, la radiografía panorámica ofrece una visión global de las estructuras maxilares que permite al profesional una primera aproximación diagnóstica al paciente. Cuando es necesario, por las características anatómicas del paciente, se realiza la tomografía computerizada (TAC) que proporciona una imagen real en forma y tamaño del maxilar por la valoración tridimensional mediante los sucesivos cortes realizados¹²⁶.

Sin embargo, el informe del TAC ofrece datos o imágenes que no pueden ser utilizados de forma dinámica por el profesional para la elección de las posibles localizaciones e inclinaciones en la inserción de los



implantes. En este sentido, las nuevas técnicas tridimensionales de imagen asistidas por ordenador han revolucionado este aspecto ya que permiten al implantólogo poder estudiar en un modelo maxilar o mandibular virtual las diversas alternativas en la localización de los implantes según las características morfológicas de los maxilares y así establecer el protocolo quirúrgico más favorable de acuerdo al estado individualizado del paciente¹²⁷⁻¹²⁹.

2.7.3 VENTAJAS DE LA CIRUGÍA GUIADA

2.7.3.1 Exactitud.

Un aspecto esencial con respecto a los métodos tridimensionales asistidos por ordenador para cirugía guiada implantológica lo constituye su grado de exactitud o precisión¹³⁰⁻¹³⁵. La precisión del método radica en la valoración de la posible diferencia existente entre la imagen tridimensional previa y la posición quirúrgica conseguida de los implantes con respecto a su localización o la angulación¹³⁵. Se ha demostrado, utilizando fantomas de mandíbulas, que la realización de los lechos para la inserción de implantes por cirugía guiada asistida por ordenador es más precisa significativamente que la inserción manual¹³⁴⁻¹³⁶.

Actualmente, la técnica de cirugía guiada asistida por ordenador debe considerarse el mejor método de inserción de implantes porque es la menos influenciada por los errores humanos en comparación con la técnica convencional o manual¹³⁵. De hecho, cuando se compara la exactitud o precisión de un experimentado cirujano implantológico en la realización



del fresado para los lechos implantarios el error medio puede ser de 6.1 mm (máximo de 7.2 mm), mientras que para los métodos de cirugía guiada por ordenador el error medio es de 0.5 mm (máximo de 1.2 mm)¹³⁷.

2.7.3.2 Densitometría.

Otra ventaja del TAC es que puede también ayudar a valorar los diferentes grados de densidad ósea y esta información ser transmitida a un programa informático, mejorando la planificación de tratamiento¹³⁸⁻¹⁴⁰. El TAC puede relacionar la cantidad de unidades Hounsfield (HU) que es la unidad de medida de la densidad de los tejidos. Se considera que la densidad del hueso en la zona anterior es en promedio de 970 HU y a nivel posterior de 669 HU en mandibular, así como en la zona anterior (media de 696 HU) o posterior (media de 417 HU) del maxilar superior, indicando las diferentes calidades del hueso¹³⁸. Además la correlación entre las diferentes escalas obtenidas por la TAC y la densidad del hueso previa a la inserción de los implantes ha sido demostrado mediante estudio histomorfométrico¹⁴⁰. Nos permite valorar la densidad media y la desviación en la zona en la que se está colocando el implante. (Ver Figura 10).

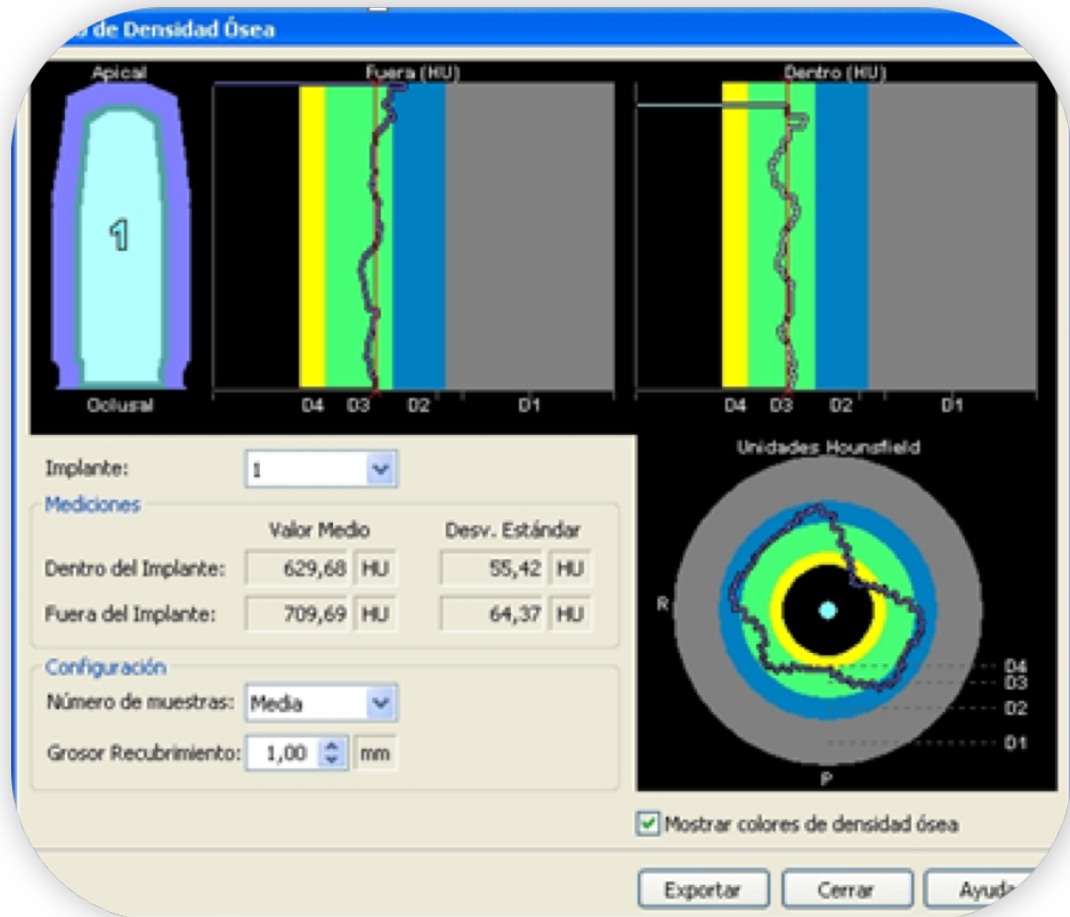


Figura 10. Medición de la densitometría en el software Simplant® (Materialise. Belgium). Donde podemos valorar el número de Unidades Hounsfield (HU)

2.7.3.3 Preplanificación protética

De esta forma el cirujano implantológico no solamente puede elegir la anchura y longitud de los implantes más adecuados para cada caso individual, sino también el diseño macro y microscópico mejor según la



estructura más o menos porosa del hueso receptor y valorar las posibilidades de la carga inmediata según la calidad del tejido óseo¹⁴¹.

La estabilidad primaria de los implantes debe ser cuidadosamente conseguida, mediante un fresado a baja velocidad o la utilización de osteotomos, ya que la densidad ósea varía dependiendo del área del maxilar o de la mandíbula. De esta forma se realizan unos lechos implantarios adecuados para la inserción estable de los implantes que es favorecido por su diseño macroscópico proporcionando una mejor fijación o anclaje al maxilar¹⁴¹.

En este sentido, los nuevos avances tecnológicos ha impulsado el desarrollo de sistemas de implantes que mejoran su eficacia clínica mediante una estructura anatómica con doble rosca para conseguir una buena capacidad autorroscante y estabilidad primaria; así como una superficie rugosa (ej. chorreado de arena y/o grabado con ácidos) para favorecer la osteointegración¹⁴¹.

Además de una buena estabilidad primaria, en los protocolos de carga inmediata, un número mayor de implantes (sobre todo en el maxilar

superior edéntulo) puede influir al incrementar la superficie total funcional que recibe las fuerzas oclusales. lo que compensaría una menor densidad ósea y la dirección de las fuerzas vestibulares no favorables¹⁴¹.

Debido a la planificación diagnóstica tridimensional, en los actuales protocolos de carga inmediata, no es necesario realizar una incisión supracrestal convencional, por lo que se ha ido incorporando cada vez más con más frecuencia, la técnica quirúrgica sin colgajo, que favorece desde el principio un buen sellado de los tejidos blandos periimplantarios¹²³.

2.7.3.4 Cirugía mínimamente invasiva

Este tipo de técnica mínimamente invasiva simplifica la cirugía, reduce el tiempo de tratamiento y beneficia al paciente que presenta un mejor postoperatorio y la existencia de menos complicaciones¹²³. De esta forma, los tejidos blandos presentan menos inflamación y hemorragia y permiten junto con la estabilidad primaria de los implantes la realización de forma inmediata de la fase prostodóncica que supone la carga funcional de los implantes y la rehabilitación protésica del paciente en la misma sesión operatoria¹⁴².

Además, el éxito del tratamiento con implantes insertados sin colgajo en protocolos de carga inmediata es elevado como demuestra un estudio italiano reciente donde 33 pacientes edéntulos del maxilar superior fueron tratados con 202 implantes. Después de un año de seguimiento, el éxito fue del 91.9%¹⁴².



2.7.4 Complicaciones de la cirugía guiada.

Además de las complicaciones inherentes en la cirugía implantológica¹⁴³ hay muchos artículos en la literatura que describen ciertas desviaciones en la cirugía guiada aunque menores que en la cirugía convencional¹⁴⁴. Estas desviaciones se pueden producir por los errores intrínsecos de la técnica cuando se realiza el TAC, si el paciente está mal posicionado, también se pueden producir errores en la interpretación del TAC si tenemos muchos artefactos. En la toma de impresión del modelo y en el posterior *best fit* en el software, como comentábamos previamente si realizamos una planificación incorrecta de las férulas (las dentosoportadas producen menor desviación). Errores en la cirugía por un mal posicionamiento de la férula o por la colocación de pins de fijación horizontales en sector anterior que nos produzcan un movimiento vertical a nivel posterior como comenta Schneider¹⁴⁵ en su estudio, por el mismo principio también es necesario colocar primero los implantes en los sectores posteriores.



3. JUSTIFICACIÓN



3. JUSTIFICACIÓN

Si bien ha quedado acreditada la seguridad y eficacia de las técnicas de cirugía guiada, es también evidente que existen variaciones entre lo planificado y lo implantado¹⁴⁵. Hasta ahora son pocos los estudios que valoran la influencia de cierto factores potencialmente predictores de esa variabilidad (como el soporte de las férulas dento o mucosoportadas¹²⁴. el tipo de colocación de los implantes (parcial o completamente guiada¹⁴⁶. la altura de los cilindro guía¹⁴⁷, pero hasta donde llega nuestro conocimiento ningún estudio ha valorado además cómo influye la densidad ósea ni el tipo de TAC diagnóstico.

Por tanto en aras de ampliar el conocimiento de estos factores, y así poder plantear estrategias para minimizar la desviación, se plantea este estudio in vitro que simulará los protocolos de cirugía guiada por un profesional entrenado en dichas técnicas.



4. OBJETIVOS



4. OBJETIVOS

El objetivo general es analizar las desviaciones lineales y angulares de los implantes colocados mediante técnicas de cirugía guiada en función del tipo de soporte de la férula (dento o mucosoportadas), de la altura de los cilindros guía (largos o cortos), de la manipulación quirúrgica (desde totalmente guiada a manual) y del tipo de densidad ósea (desde D1 hasta D4).

Los objetivos específicos del trabajo son:

- ✓ Comprobar la predictibilidad (desviaciones lineales y angulares) de las técnicas de cirugía guiada por ordenador mediante la utilización del software MGUIDE®. (MCENTER. MIS IMPLANTS. Israel) en función de una serie de factores potencialmente pronóstico:
 - Tipo de cirugía: cirugía totalmente guiada por ordenador con respecto a una parcialmente guiada frente a una cirugía convencional.
 - Densidad ósea de los modelos simulados D1, D2, D3, D4.
 - Altura ocluso-gingival de los cilindros de las férulas guías puede afectar a la colocación de los implantes. comprobando la altura de 4 mm con respecto a 8 mm.
 - Soporte de las férulas (dento o mucosoportadas).
 - Evaluar que método de análisis de discrepancias que es mejor para valorar la precisión quirúrgica.



5. MATERIAL Y MÉTODOS



5. MATERIAL Y MÉTODOS

Este proyecto se ha financiado con la dotación de materiales de la casa Mis Implants (Savion, Israel) fruto de un convenio firmado entre la USAL y dicha casa en Jun de 2014 (Ver Anexo1).

Para el estudio utilizamos modelos de la marca Selmodels® (*BoneTraining, Barcelona, España*) calibrados con los cuatro tipos de densidad ósea según la clasificación de Lekholm y Zarb³¹ y se planificaron para la colocación de 4 implantes mediante el sistema Mguide® (Mis Implants. Israel).



5.1 Materiales:

1. 128 Implantes Seven® 3.75x11.5 (Mis Implants, Savion, Israel)
2. 32 Surgiguides Mguide® (Mis Implants, Savion, Israel)
3. 1 Caja quirúrgica Mguide ® (Mis Implants, Savion, Israel).
4. 4 Scan Bodys (Mis Implants, Savion, Israel)
5. 32 Modelos con densidades específicas de hueso D1. D2. D3 y D4 Selmodels® (BoneTraining, Barcelona, España)
6. 1 Fantoma (Frasaco, Greenville, USA)
7. Cámara Réflex Canon 5d. flash anular y macro
8. Perdigones de 2 micras (Trust, Éibar, España)
9. Planchas Vacumm (DentaFlux, Madrid, España)
10. Termoselladora Euronda® (Euronda, Altenberge, Alemania)
11. Escáner modelos D900L (3Shape, Copenhagen, Dinamarca)
12. CBCT RX100® (Morita, Osaka, Japón)
13. ICAT® (Gendex, Hatfield, USA)
14. Photoshop® edición CC 2015 (Adobe System, San José, USA)
15. MeshLab® (Sourceforge, USA)



5.2 Métodos

5.2.1 Grupos Ensayo:

Se comenzó el estudio adquiriendo unos modelos con diferentes densidades óseas Selmodels® (Bonetrainig, Barcelona, España). Estos modelos estaban calibrados para asemejar a la densidad ósea de un hueso D1, unas 1200 unidades Hounsfield, para un hueso D2, entre 800 y 1200 unidades hounsfield, para un hueso D3, entre 600 y 800 unidades hounsfield y para un hueso D4, entre 400 y 600 unidades hounsfield¹³⁸ (Véase el anexo2 con las características técnicas de los modelos).

Los modelos que se utilizaron en el estudio fueron los siguientes:

1. 5 Tipodontos edéntulos simulando el hueso **D1**
2. 5 Tipodontos edéntulos simulando el hueso **D2**
3. 5 Tipodontos edéntulos simulando el hueso **D3**
4. 5 Tipodontos edéntulos simulando el hueso **D4**
5. 5 Tipodontos dentados simulando el hueso **D1**
6. 5 Tipodontos dentados simulando el hueso **D2**
7. 5 Tipodontos dentados simulando el hueso **D3**
8. 5 Tipodontos dentados simulando el hueso **D4**



5.2.2 Variables de estudio

A la vista de la Tabla 2 podemos observar los grupos de ensayo diferentes respecto al tipo de cirugía, tipo de hueso, tipo de dentición y tipo de altura de cilindro, siendo estas las principales variables de estudio.

Respecto al tipo de cirugía, 16 modelos se intervinieron con técnicas convencionales mientras que 32 se realizaron con cirugía parcialmente guiada y 80 con cirugía completamente guiada. Respecto a la densidad del tipo de hueso se han intervenido 32 con densidad ósea tipo 1 (D1), 32 densidad ósea tipo 2 (D2), 32 con densidad ósea tipo 3 (D3) y 32 densidad ósea tipo 4 (D4) (ver Figura 11). Podemos observar que todos los grupos tienen una distribución porcentual similar dentro del grupo en función del tipo de cirugía.



Tabla 2. Distribución de los grupos de trabajo en función de las variables predictoras. El tamaño de la submuestra (n) es el número de implantes de cada uno de los subgrupos (n total = 128)

Tipo de Cirugía	Tipo de Hueso	Dentición	Altura del cilindro
Cirugía Convencional (n=16)	D1 (n=2)	Dentado (n=8)	NINGUNA
	D2 (n=2)		
	D3 (n=2)		
	D4 (n=2)		
	D1 (n=2)	Edéntulo (n=8)	
	D2 (n=2)		
	D3 (n=2)		
	D4 (n=2)		
Cirugía Parcialmente guiada (n=32)	D1 (n=4)	Dentado (n=16)	4 mm (n=3)
	D2 (n=4)		8 mm (n=1)
			4 mm (n=3)
			8 mm (n=1)
	D3 (n=4)		4 mm (n=3)
	D4 (n=4)		8 mm (n=1)
			4 mm (n=3)
	D1 (n=4)	Edéntulo (n=16)	8 mm (n=1)
	D2 (n=4)		4 mm (n=3)
			8 mm (n=1)
			D3 (n=4)
	D4 (n=4)		8 mm (n=1)
			4 mm (n=3)
	Cirugía Completamente guiada (n=80)		D1 (n=10)
D2 (n=10)		4 mm (n=9)	
		8 mm (n=1)	
		4 mm (n=9)	
D3 (n=10)		8 mm (n=1)	
D4 (n=10)		4 mm (n=9)	
		8 mm (n=1)	
D1 (n=10)		Edéntulo (n=40)	4 mm (n=9)
D2 (n=10)			8 mm (n=1)
			4 mm (n=9)
			8 mm (n=1)
D3 (n=10)			4 mm (n=9)
D4 (n=10)			8 mm (n=1)
			4 mm (n=9)
D4 (n=10)			8 mm (n=1)

A su vez también dividimos la muestra según el tipo de dentición, que lo habíamos obtenido valorando la presencia o ausencia de replicas dentales en los modelos y en los que hemos distinguido dos grupos: dentados y edéntulos. Podemos apreciar una muestra homogénea de los dos grupos.

También valoramos el sistema a la hora de realizar la colocación de los implante, dividiéndolo en tres grupos, cirugía convencional (n=16), cirugía completamente guiada (n=80) y cirugía parcialmente guiada (n=32).

Dentro de este parámetro podemos diferenciamos dos subgrupos según la altura del cilindro de la férula quirúrgica: altura de 4mm (n=96) y altura de 8mm (n=16)

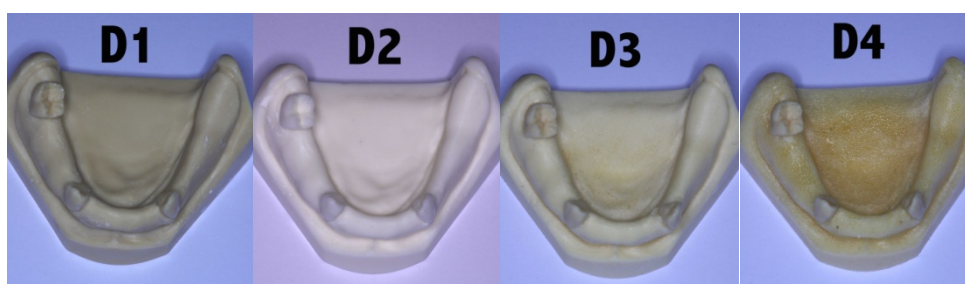


Figura 11. Modelos de las diferentes densidades óseas.

5.2.3 Protocolo de ensayo

5.2.3.1 Triangulación de modelos

Una vez adquiridos los modelos se prosiguió a colocar unos testigos para valorar la precisión de nuestro estudio. Estos testigos eran perdigones de un calibre de 2 micras (Ver Figura 12). Para colocarlos se utilizó una pieza de mano recta y una fresa de diamante de 2 mm de diámetro, realizando perforaciones en el modelo del tamaño de la cabeza de la fresa, este procedimiento se realizó en tres puntos en el cuadrante inferior izquierdo y otros tres puntos en cuadrante inferior derecho, para poder triangular las mediciones de todos los modelos de simulación.



Figura 12. Perdigones calibrados de 2 micras

La sistemática de trabajo consistía en realizar todas las perforaciones para después poder introducir en cada una de ellas los perdigones calibrados, para que se fijasen bien utilizamos loctite® (Henkel. Aachen. Alemania) aplicándolo con un micropincel (ver Figuras 13 y 14).



Figura 13. Modelos de simulación con los perdigones colocados.

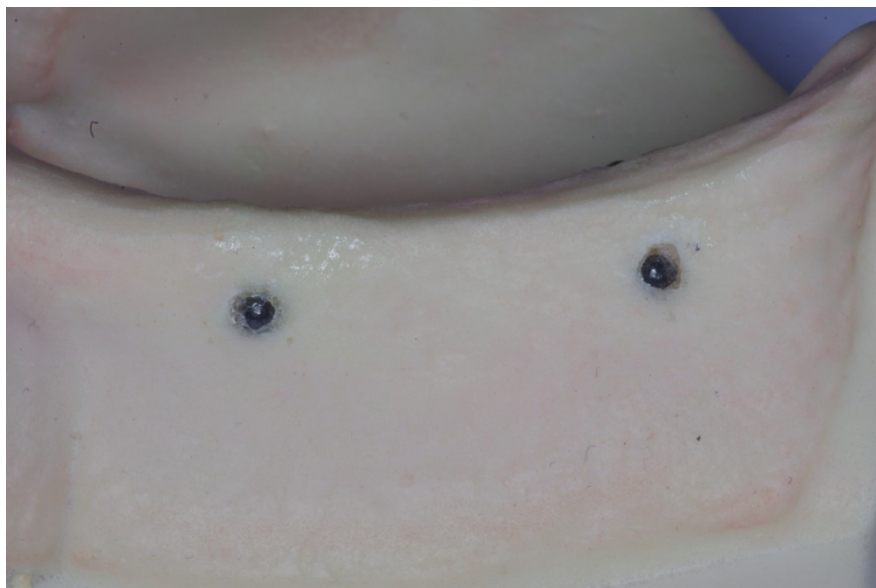


Figura 14. Detalle de la colocación de los perdigones.

Una vez preparados todos los modelos los numeramos manera completamente aleatorizada utilizando el software contenido en www.randomization.com, introduciendo los tipos de hueso y la presencia o



ausencia de piezas dentales de cada uno de los modelos que se utilizaron en la investigación. (*Number of subjects per block = 5. Number of blocks = 8*). Una vez rellenados los campos activamos el botón *Generate Plan*, y obtuvimos la numeración de todos los modelos de forma aleatoria. (Figura 15)

1.	d2	edent	_____
2.	d2	dent	_____
3.	d1	dent	_____
4.	d3	edent	_____
5.	d4	dent	_____
6.	d1	edent	_____
7.	d3	dent	_____
8.	d4	edent	_____
9.	d2	edent	_____
10.	d1	edent	_____
11.	d3	edent	_____
12.	d4	dent	_____
13.	d1	dent	_____
14.	d3	dent	_____
15.	d2	dent	_____
16.	d4	edent	_____
17.	d2	dent	_____
18.	d4	edent	_____
19.	d1	edent	_____
20.	d1	dent	_____
21.	d2	edent	_____
22.	d3	edent	_____
23.	d4	dent	_____
24.	d3	dent	_____
25.	d3	edent	_____
26.	d3	dent	_____
27.	d1	edent	_____
28.	d2	edent	_____
29.	d1	dent	_____
30.	d4	edent	_____
31.	d4	dent	_____
32.	d2	dent	_____
33.	d3	edent	_____
34.	d4	dent	_____
35.	d4	edent	_____
36.	d1	dent	_____
37.	d1	edent	_____
38.	d3	dent	_____
39.	d2	dent	_____
40.	d2	edent	_____

<http://www.randomization.com>

40 subjects randomized into 5 blocks
To reproduce this plan, use the seed 13246
along with the number of subjects per block/number of blocks

Figura 15. Tabla de la distribución de los modelos obtenida en www.randomization.com

5.2.3.2 Calibración de los modelos

Para valorar la fiabilidad de todos los pasos quirúrgicos, tomamos referencias de tres distancias de calibración en todos los modelos. Estas distancias fueron tomadas para tener la referencia real (medida en micras)

de las distancias de los perdigones y algunos puntos de referencia triangular que son las siguientes:

- Distancia posterior izquierda (DPI)

Tomamos de referencia la cúspide mesiovestibular del segundo molar posterior derecho y el perdigón vestibular del cuadrante inferior derecho. (Con la excepción de los modelos edéntulos en la que se tomo de referencia el perdigón vestibular del cuadrante inferior derecho y la esquina inferoposterior derecha del zocalado del modelo (ver Figura 16).

- Distancia posterior derecha (DPD).

Tomamos de referencia el perdigón vestibular de la zona canina del cuadrante inferior derecho y la esquina superoanterior derecha del zocalado del modelo (ver Figura16).

- Distancia anterior (DA).

Tomamos de referencia el perdigón vestibular de la zona posterior del cuadrante inferior izquierdo y la esquina inferoposterior izquierda del zocalado del modelo (ver Figura 16).

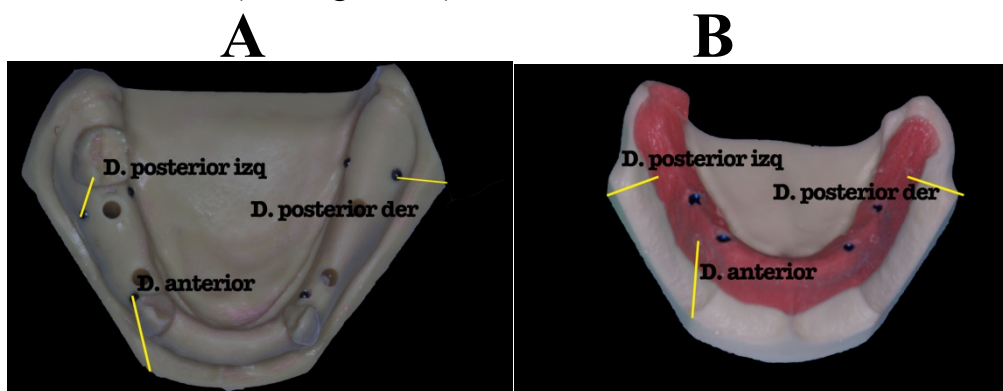


Figura 16. Referencias tomadas en los modelos parcial (A) y completamente edéntulos (B).

Para realizar las mediciones lo más precisas posibles se utilizó un pie de rey digital (Mannesmann Digital Caliper, Dusseldorf, Alemania) Estos serán los valores de referencia contra los que valoraremos la predictibilidad de los distintos métodos. Como se puede apreciar en la (ver Figura 17).

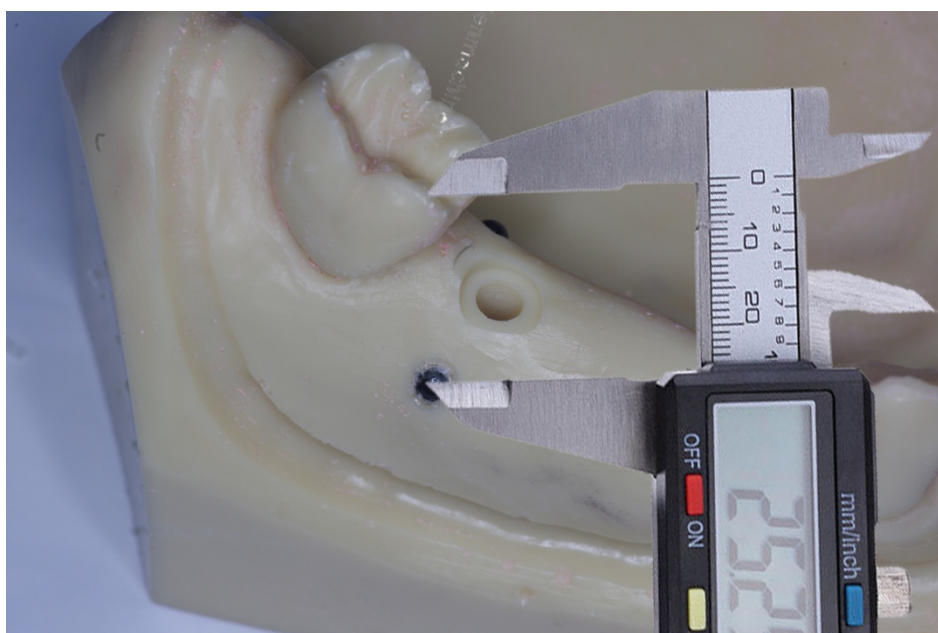


Figura 17. Calibración del modelo con pie de rey electrónico.

5.3 Metodología de análisis de modelos

Dado que uno de los objetivos era comprobar las desviaciones mediante tres métodos de medida, para poder valorar cuál sería el más preciso a la hora de comprobar posición final en el implante. Esta sección está dividida en función del método de digitalización en:



- Medición después de un CBCT.
- Medición después de un escaneado intraoral.
- Medición mediante fotografías.

Una vez quedaron numerados y medidos todos los modelos, los dividimos en dos grupos para realizar un CBCT, para valorar las posibles discrepancias a la hora de la colocación final del implante. Para ello se realizó una investigación de las desviaciones de las diferentes casas comerciales y se optó por las dos que tenían mejores prestaciones ICAT® y MORITA®.

Nuevamente para dividir los modelos de manera completamente aleatorizada se utilizó la pagina web www.randomization.com, introduciendo los dos aparatos que se utilizaron y el numero de modelos que se utilizaron en la investigación. (*Number of subjects per block* = 20. *Number of blocks* = 2). Una vez rellenados los campos activamos el botón *Generate Plan*, y obtuvimos los dos grupos de forma aleatoria. Esta página permite obtener el mismo resultado repetidas veces introduciendo el número de la utilización (seed:27140) pudiendo permitir la reproducibilidad del ensayo (Ver figura 18).



1.	MORITA
2.	ICAT
3.	MORITA
4.	ICAT
5.	MORITA
6.	ICAT
7.	ICAT
8.	MORITA
9.	ICAT
10.	MORITA
11.	ICAT
12.	MORITA
13.	MORITA
14.	ICAT
15.	ICAT
16.	MORITA
17.	ICAT
18.	MORITA
19.	ICAT
20.	MORITA
21.	MORITA
22.	MORITA
23.	MORITA
24.	ICAT
25.	ICAT
26.	ICAT
27.	MORITA
28.	MORITA
29.	ICAT
30.	MORITA
31.	ICAT
32.	MORITA
33.	ICAT
34.	ICAT
35.	ICAT
36.	MORITA
37.	MORITA
38.	ICAT
39.	MORITA
40.	ICAT

<http://www.randomization.com>

40 subjects randomized into 2 blocks
To reproduce this plan, use the seed 27140
along with the number of subjects per block/number of blocks

Figura 18. Distribución de los modelos según el sistema de escaneado utilizando la web www.randomization.com.

Una vez distribuidos los dos grupos realizamos el CBCT de los modelos calibrados mediante los dos distintos tomógrafos obteniendo imágenes DICOM de cada uno de ellos.

Estas imágenes DICOM se almacenaron con el mismo número del modelo y se procesaron mediante el software Mguide® (Mis Implants, Israel). Este programa permite cargar los archivos mediante el botón *Upload DICOM Data* como se puede ver en la Figura 19.

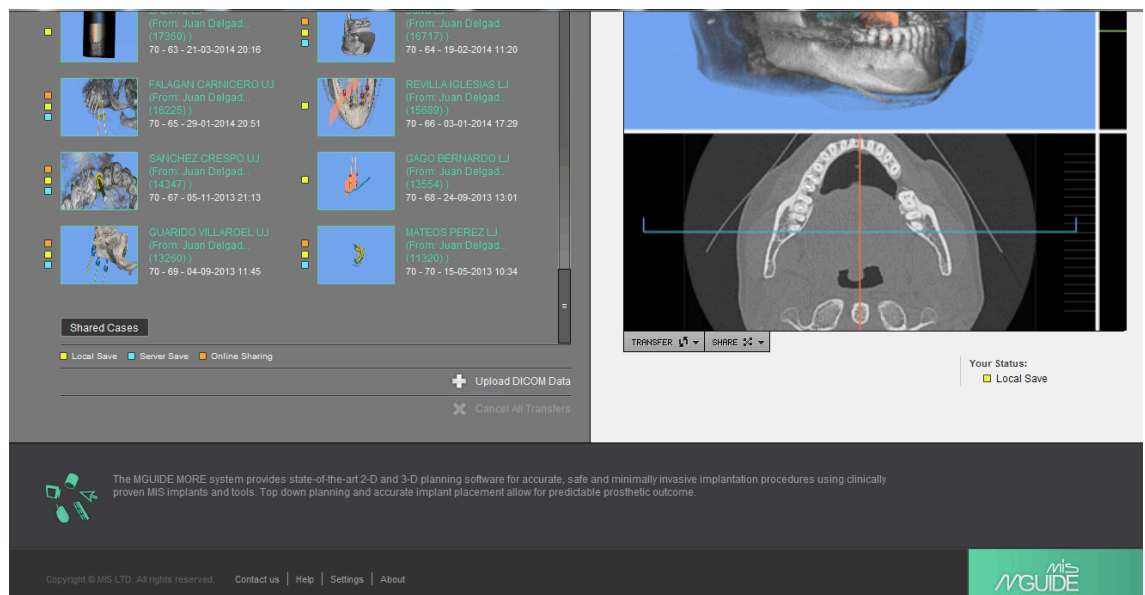


Figura 19. Imagen del Software Mguide® con detalle del proceso de cargar un archivo DICOM.

Se selecciona la carpeta del modelo donde se encuentran los DICOM, en este caso estamos cargando el modelo 18 (ver Figura 20).

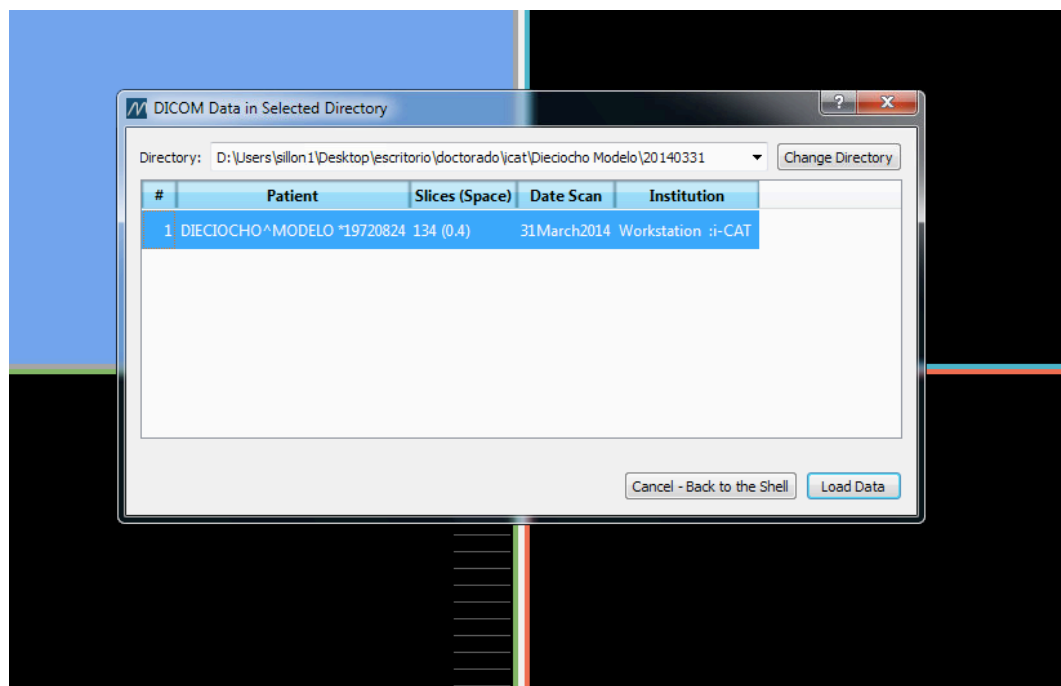


Figura 20. Imagen del Software Mguide® cargando un modelo.

Para nuestro estudio es necesario seleccionar la opción de planificación y exportación de archivos 3D para confeccionar las férulas quirúrgicas (*Implant Planning – Prepare data for 3D printed template*). También tenemos que activar la opción del maxilar inferior (*Lower Jaw*) puesto que todos nuestros modelos eran mandibulares (ver Figura 21).

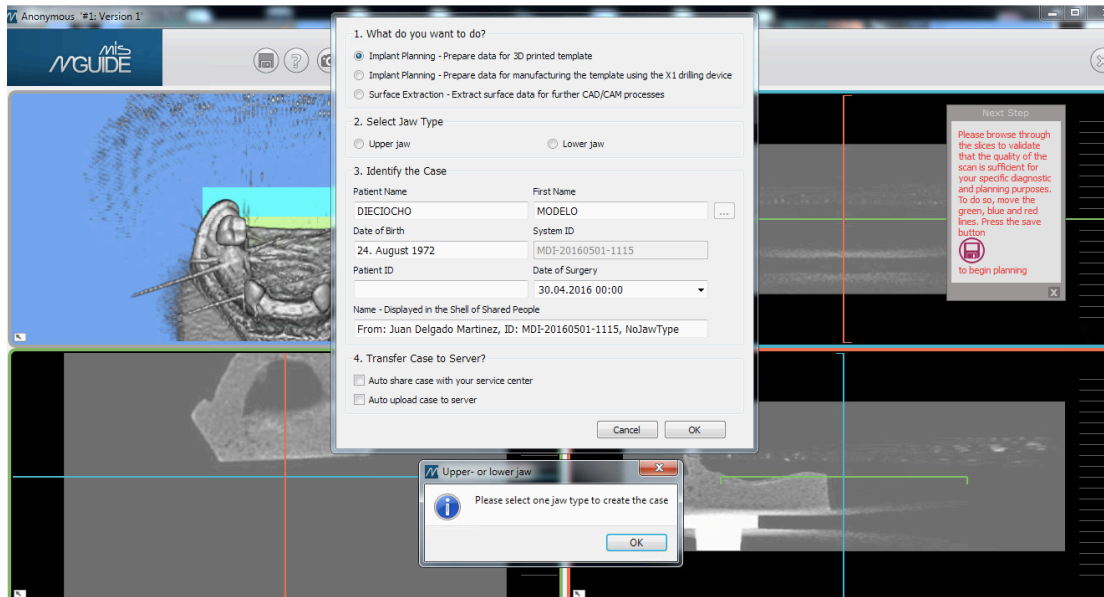


Figura 21. Imagen de la preperación del caso en el Software Mguide®

Una vez aceptamos se carga la reconstrucción de todos los archivos DICOM obteniendo la imagen dividida en 4 partes (Ver figura 22):

- Superior izquierda: reconstrucción tridimensional del modelo
- Superior derecha: corte coronal del modelo
- Inferior izquierda: corte axial del modelo
- Inferior derecha: corte sagital del modelo

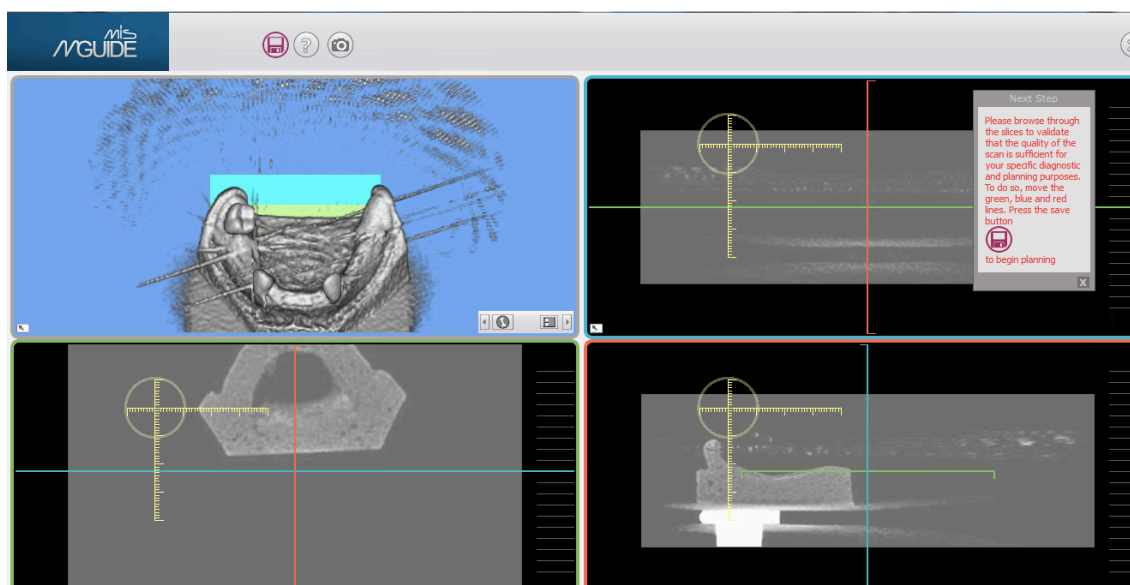


Figura 22. Imagen del Software Mguide® con la reconstrucción tridimensional y los cortes axial, coronal y sagital.

Una vez que guardamos nuestro archivo aparece una barra de opciones en la parte central superior. que consta de 6 pasos (Ver figura 23)

- Paso 1: *Occlusion*. sirve para definir un plano en el hueso y delimitar la línea de oclusión
- Paso 2: *Model*. este paso sirve para solapar un modelo escaneado en formato STL.
- Paso 3: *Wax-up*. este paso para nuestro estudio no es significativo se utiliza para solapar un modelo STL del encerado diagnóstico.
- Paso 4: *Nerve*. este paso tampoco se utilizará puesto que consistiría en marcar la posición del nervio dentario tanto el lado como izquierdo.

- Paso 5: *Implants*. Inserción y colocación del implante.
- Paso 6: *Export*. para exportar nuestros datos en formato STL y poder realizar una férula con nuestra planificación.

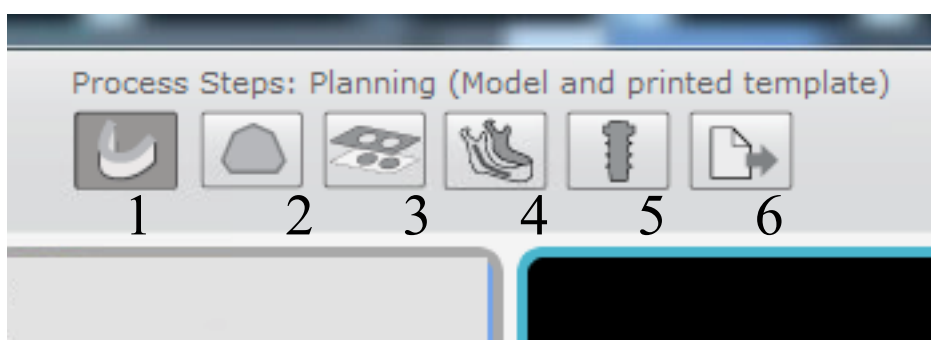


Figura 23. Imagen de la barra de tareas del Software Mguide®.

5.3.1 Análisis de las distancias mediante tomografía.

El primer análisis lo realizamos una vez cargados todos los modelos en el software tomamos las Distancias DPI, DPD y DA (Ver apartado 5.2.3.2) en cada uno de los modelos después de haber realizado el CBCT. Para medirlo utilizamos la herramienta *ruler* del programa Mguide® (Mis Implants, Israel).

5.3.2 Análisis de las distancias mediante fotografía.

Para poder realizar unas fotografías estandarizadas de los modelos y obtener de ese modo unas medidas mucho más correctas, utilizamos la regla ABFO N° 2 (*American Board of Forensic Odontology*).

Para calcular las distancias tomamos la referencia de la regla ABFO y medimos la distancia (DPD, DPI y DA) utilizando la herramienta de "medidas". Una vez conocidas las dos medidas realizamos una conversión de los pixeles a milímetros para igualar las medidas (Ver Figura 24).



Figura 24. Fotografía del modelo con la utilización de la regla ABFO.



5.3.3 Análisis de las distancias mediante escaneado del modelo.

Por último realizamos un escaneado del modelo con el escáner 3Shape® (3Shape, Copenhagen, Dinamarca). lo adjuntamos en el programa Mguide® (Mis Implants. Israel) y realizamos las mediciones de la misma manera que lo habíamos realizado con los archivos DICOM.

5.4 Planificación Implantológica.

Para realizar la planificación como ya comentamos previamente utilizamos el software Mguide® (Mis Implants, Israel), siguiendo los 6 pasos que hemos descrito.

Paso 1: *Occlusion*

Vamos a generar una línea de oclusión. para ello disponemos de una herramienta muy sencilla dentro de nuestro software, tenemos una línea premarcada que podemos modificar cambiando ligeramente la posición de los puntos amarillos (como podemos ver en la Figura 25) o girar haciendo clic encima de la circunferencia amarilla. De este modo obtenemos de un modo fácil y rápido nuestra línea oclusal.

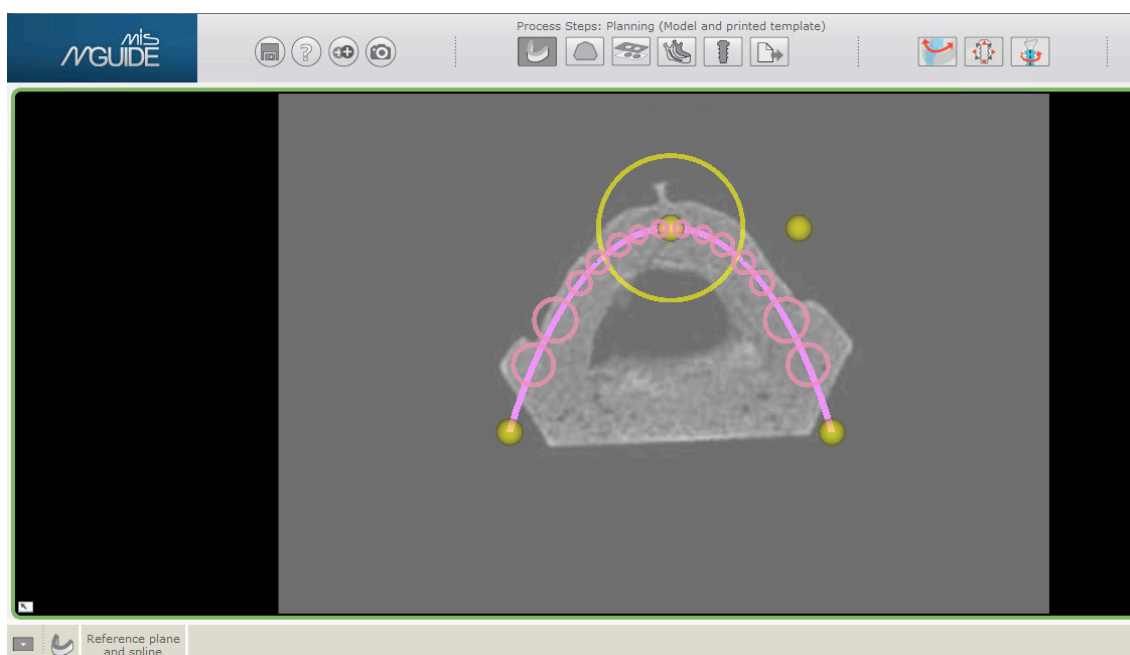


Figura 25. Trazado de la linea oclusal con el Software Mguide®.

Paso 2: *Model*.

Para el paso 2 cargamos el archivo STL obtenido mediante el escáner de 3Shape®, al cargarlo como se puede observar en la Figura 26 no se alinea automáticamente sino que necesitamos hacerlo manualmente.

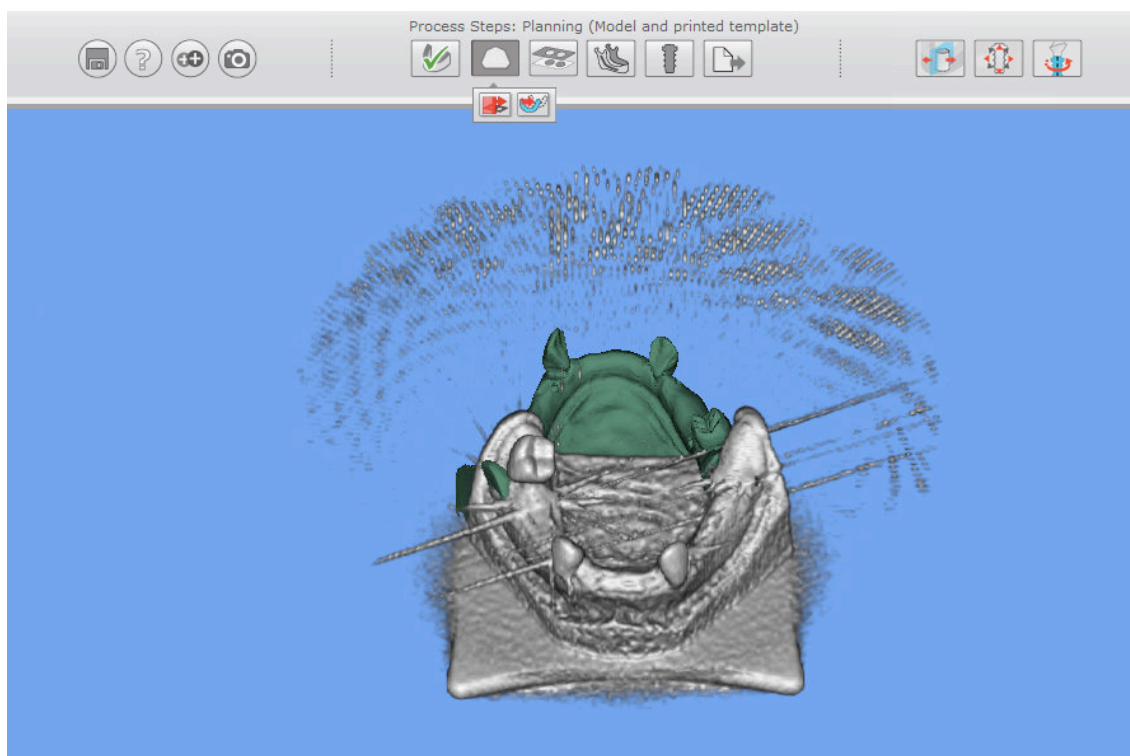


Figura 26. Imagen del modelo escaneado y del DICOM en el Software Mguide®.

Para ello el software dispone de un submenú dentro del paso 2 para poder realizar el *best fit* correctamente. Hacemos click en el submenú y se nos abren dos pantallas, la superior izquierda con el modelo STL y la derecha con los archivos DICOM, para realizar un correcto solapado necesitamos relacionar 3 puntos del modelo con el DICOM y así automáticamente triangula los puntos y se produce el solapado del modelo (Ver Figura 27).

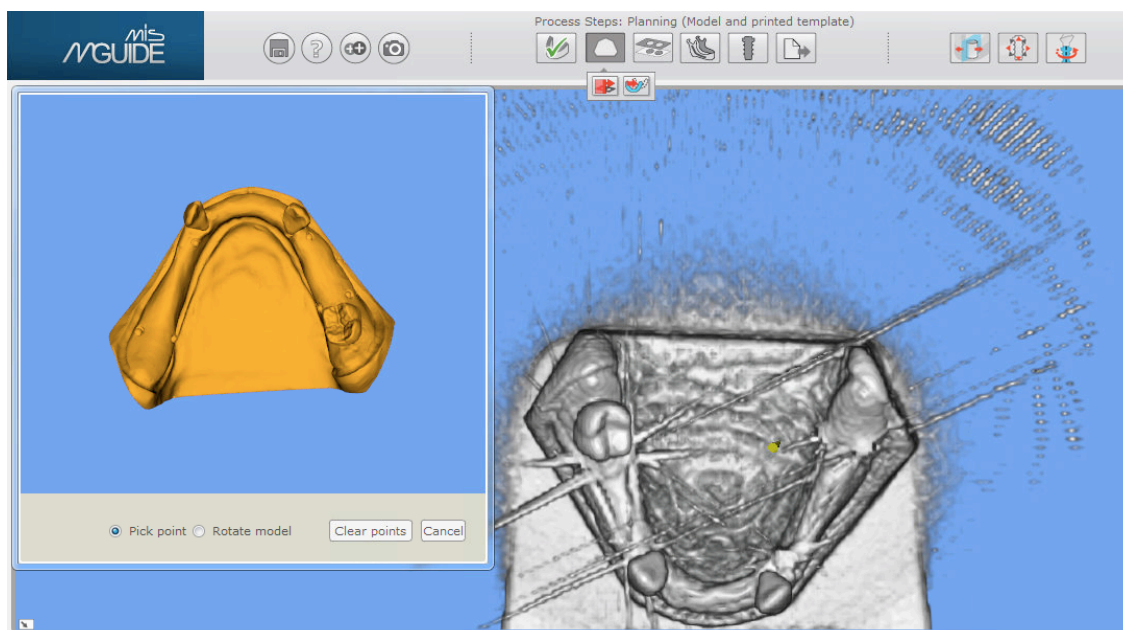


Figura 27. Proceso para realizar el solpamiento de los modelos con el Software Mguide®.

Paso 5: *Implant.*

Dentro de la línea de oclusión se forman una serie de circunferencias en la posición en la que ocuparían las piezas dentales si estuviesen presentes, para realizar la planificación implantológica debemos seleccionar la circunferencia o en nuestro caso las 4 circunferencias ideales para la posición final de los implantes. Seleccionamos el modelo, el diámetro y la longitud y aceptamos. (Ver figura 28)

Una vez colocado tendremos que realizar las pequeñas variaciones tanto en posición como en inclinación para adaptarlo a la cresta alveolar remante.

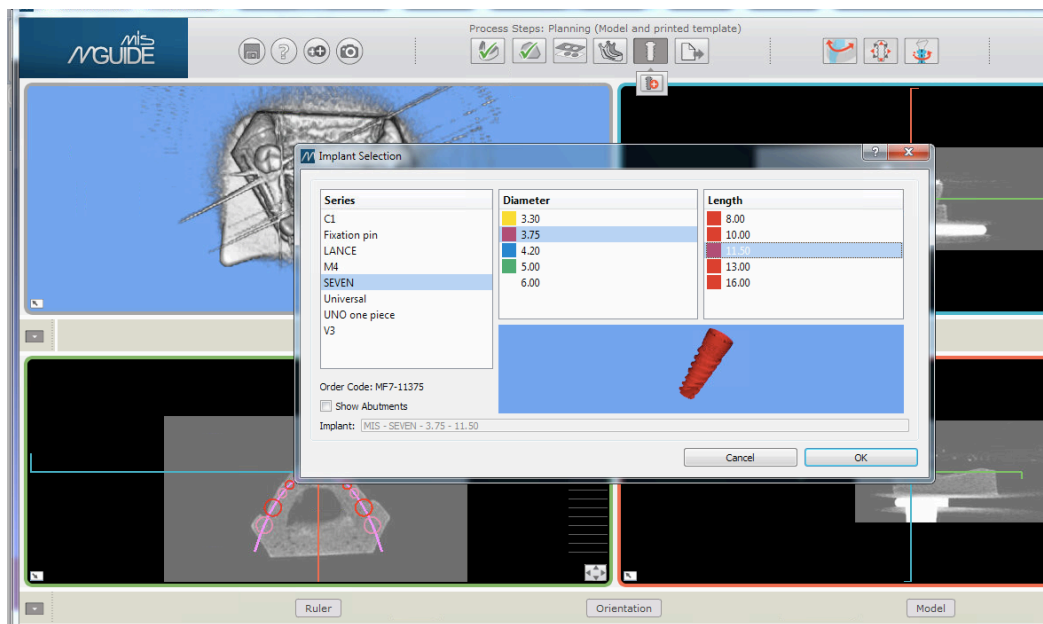


Figura 28. Selección del implante en el Software Mguide®

Paso 6: *Export*

Cuando ya hemos validado la posición final de todos los implantes realizamos la exportación para fabricar nuestra férula quirúrgica (Ver Figura 29).

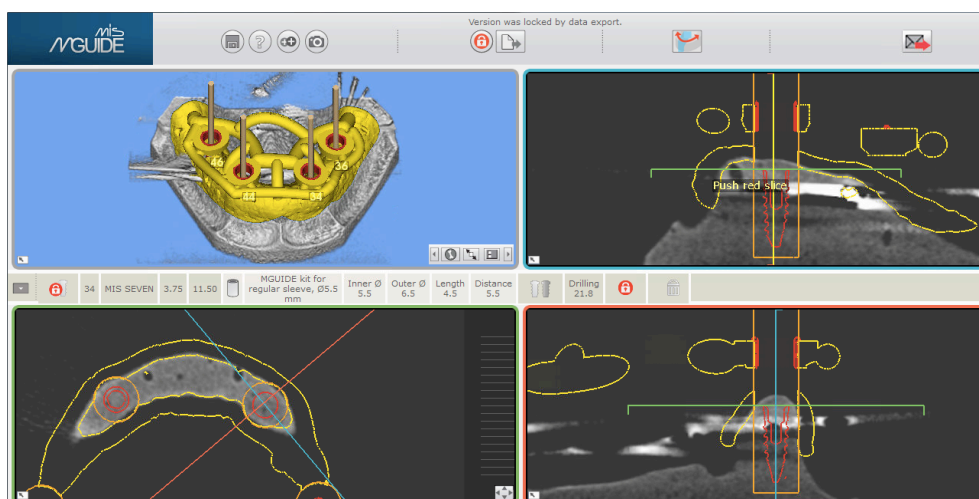


Figura 29. Planificación de la férula quirúrgica con el Software Mguide®.

En la Figura 30 vemos la planificación realizada en los modelos con los distintos tipos de densidad ósea: D1, D2, D3 y D4.

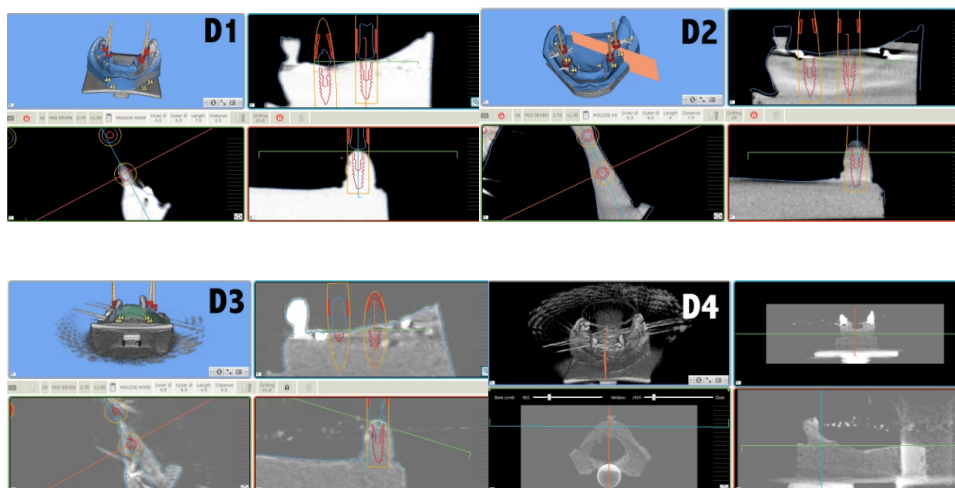


Figura 30. Podemos observar las planificaciones realizadas para los modelos con hueso tipo D1, D2, D3 y D4. nótese la diferencia de radiopacidad.

5.5 Validación del ajuste de las férulas

Preparada la planificación y exportados los modelos enviamos nuestra información a la fábrica de Mis Implants en Israel para que nos realizase la impresión de las férulas quirúrgicas.

Estas férulas se realizan mediante un prototipado rápido en una impresora 3D (Objet 30, Stratasys, Rehovot, Israel) y posteriormente se le fijan los anillos metálicos. Para nuestra investigación realizamos férulas

con 2 alturas de cilindros uno de 4 mm y otras de 8 mm (Tal y como muestra la Tabla 2).

Se comprobó el ajuste de las férulas con los modelos y se prepararon los modelos para realizar la cirugía.

En los modelos dentados el ajuste se realizaba en los tres dientes presentes en el modelo y observábamos el apoyo posterior en la zona retromolar. Como se puede apreciar en la Figura 31.

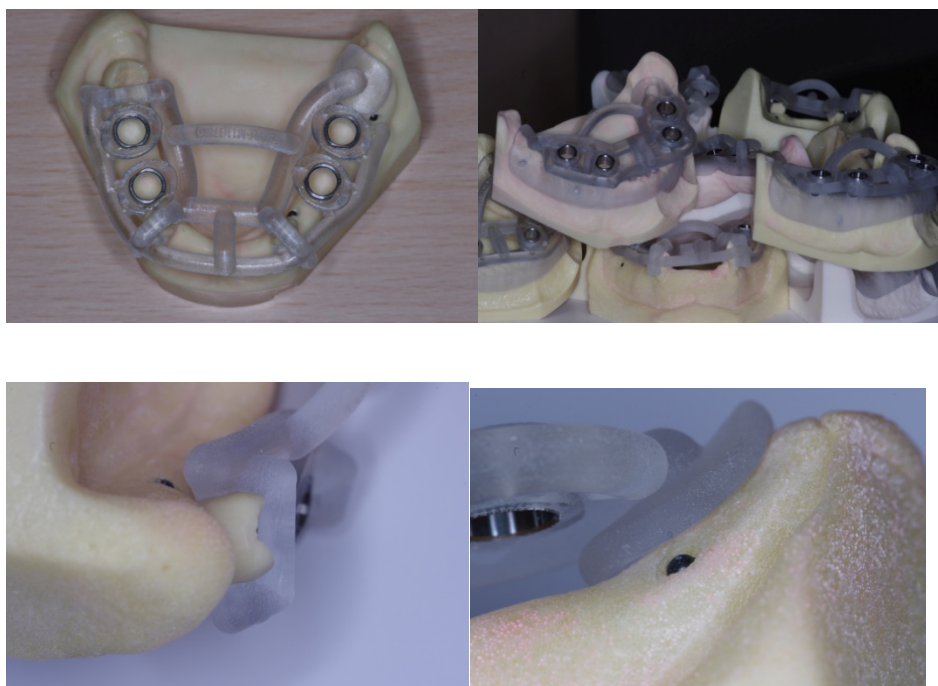


Figura 31. Férulas quirúrgicas adaptadas en los modelos parcialmente dentados.

En los modelos completamente edéntulos el apoyo se realizaba por medio de pins de fijación, como ya comentamos previamente se utilizaron pins de fijación verticales utilizando los lechos de los implantes para estabilizarlos. (Ver Figura 32)

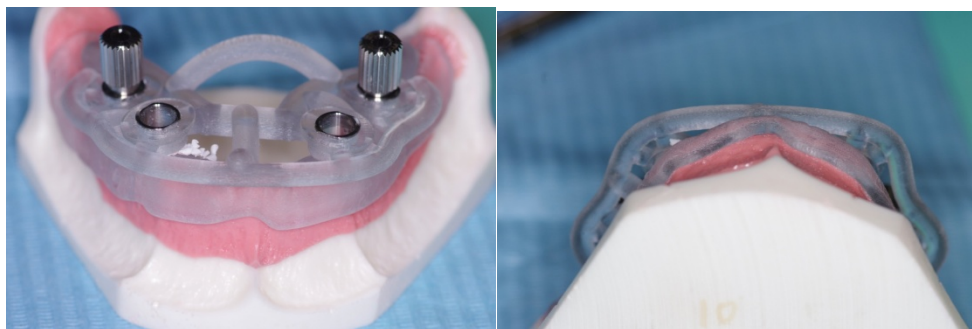


Figura 32. Férulas quirúrgicas adaptadas en los modelos completamente edéntulos con pins de fijación verticales.

5.6 Colocación de los implantes según la planificación.

Una vez que se estabilizaron las férulas y comprado su correcto ajuste se procedió a realizar la colocación de los implantes siguiendo estrictamente el protocolo de fresado de la casa comercial (Mis Implants, Israel) como vemos en la Figura 33.

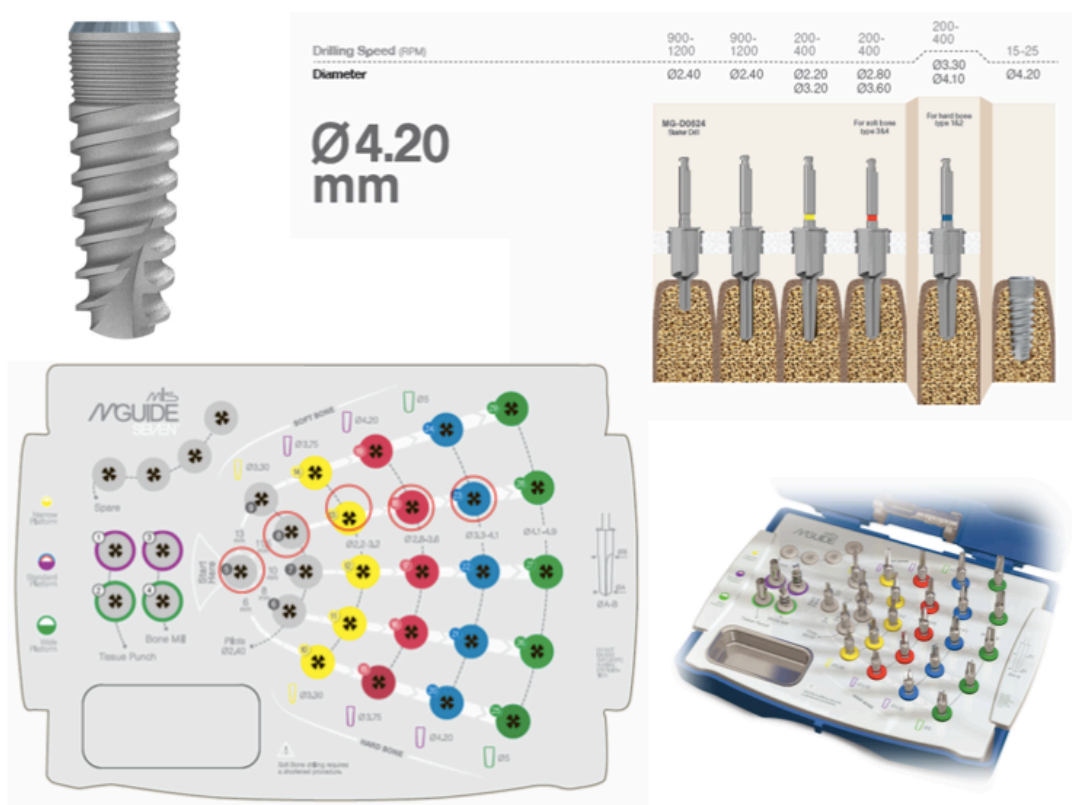


Figura 33. Protocolo quirúrgico para el implante Seven® de 4.20x11.5 (Mis Implants, Israel)

El proceso comienza con una fresa piloto de 6 mm de longitud (ver Figura 34) para poder acceder a zonas posterior en pacientes con poca abertura bucal, para posteriormente llegar hasta la longitud de trabajo con otra fresa del mismo diámetro. En nuestro estudio la longitud del implante era de 11.5 mm con lo con que esta fue nuestra longitud de trabajo.

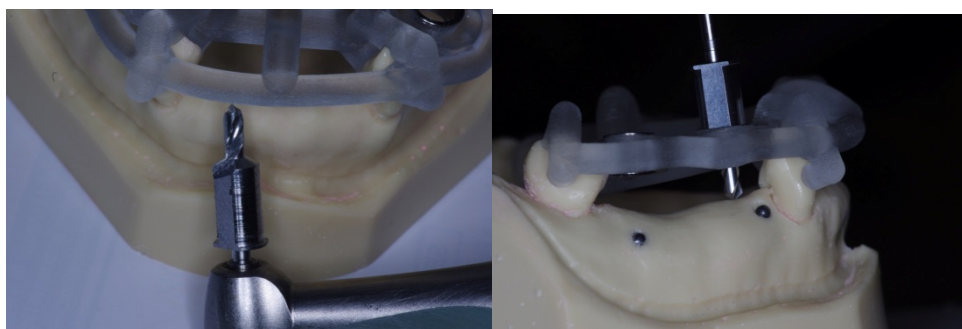


Figura 34. Fresa piloto e introducción de la fresa en el cilindro guía.

Para realizar el fresado es necesario seguir las instrucciones del fabricante, introducir la fresa en el cilindro de la guía parada, y una vez queda estabilizada gracias a la parte superior de la fresa comenzar el giro. La fresa como se puede ver en la Figura 35 no es completamente cilíndrica sino que tiene dos cortes paralelos transversales que permiten liberar fricción y evitar el sobrecalentamiento de ésta.

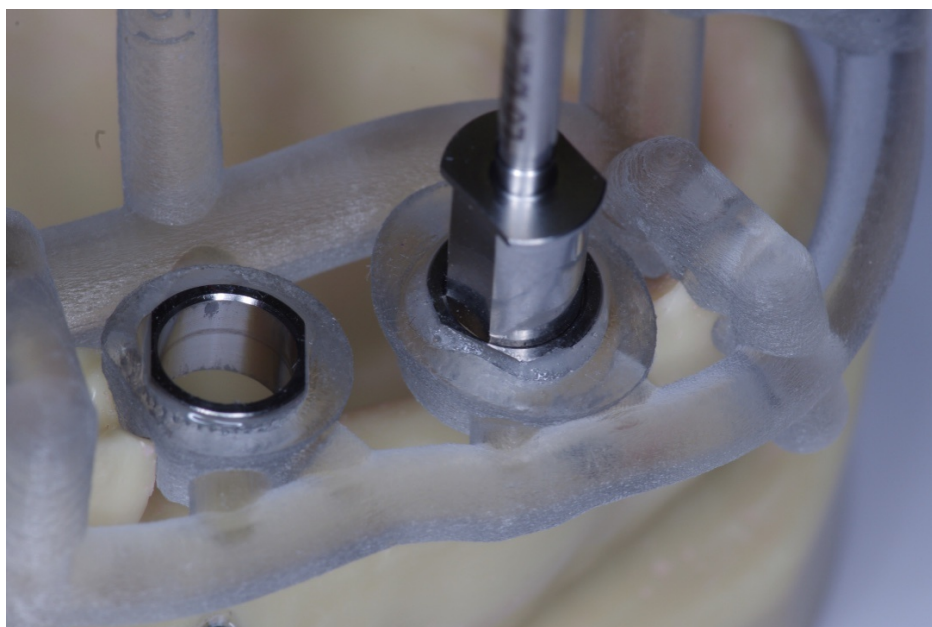


Figura 35. Detalle de la fresa quirúrgica y su relación con el cilindro guía.

Al fresar es importante valorar que la fresa este llegando perfectamente hasta el tope superior (ver Figura 36) puesto que si no se pueden realizar pequeños desajustes en la colocación final del implante. Dependiendo de la disposición de la cresta hay situaciones en las que no es posible puesto que la fresa además del tope superior también tiene un tope en la longitud de trabajo pudiendo interferir el hueso en nuestro fresado.

A

B

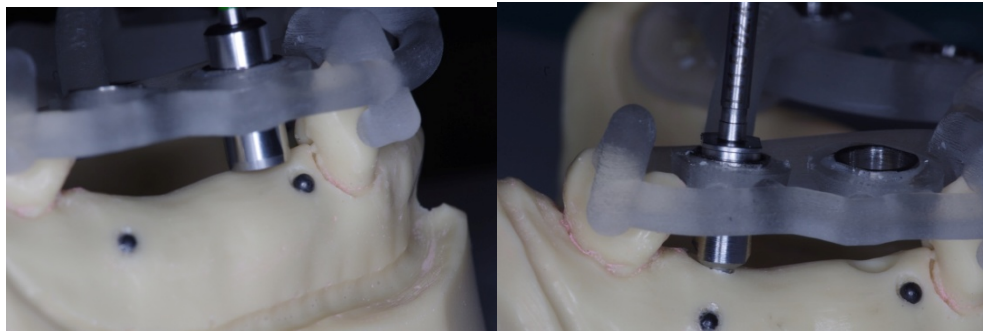


Figura 36. (A) Fresas quirúrgica inicial llegado al tope (B) Fresa quirúrgica que no llega al tope que porque interfiere con la cresta alveolar.

Por ello el sistema también presenta dos fresas para regularizar el hueso crestal y de este modo alcanzar el tope superior sin interferencias (Ver Figura 37).

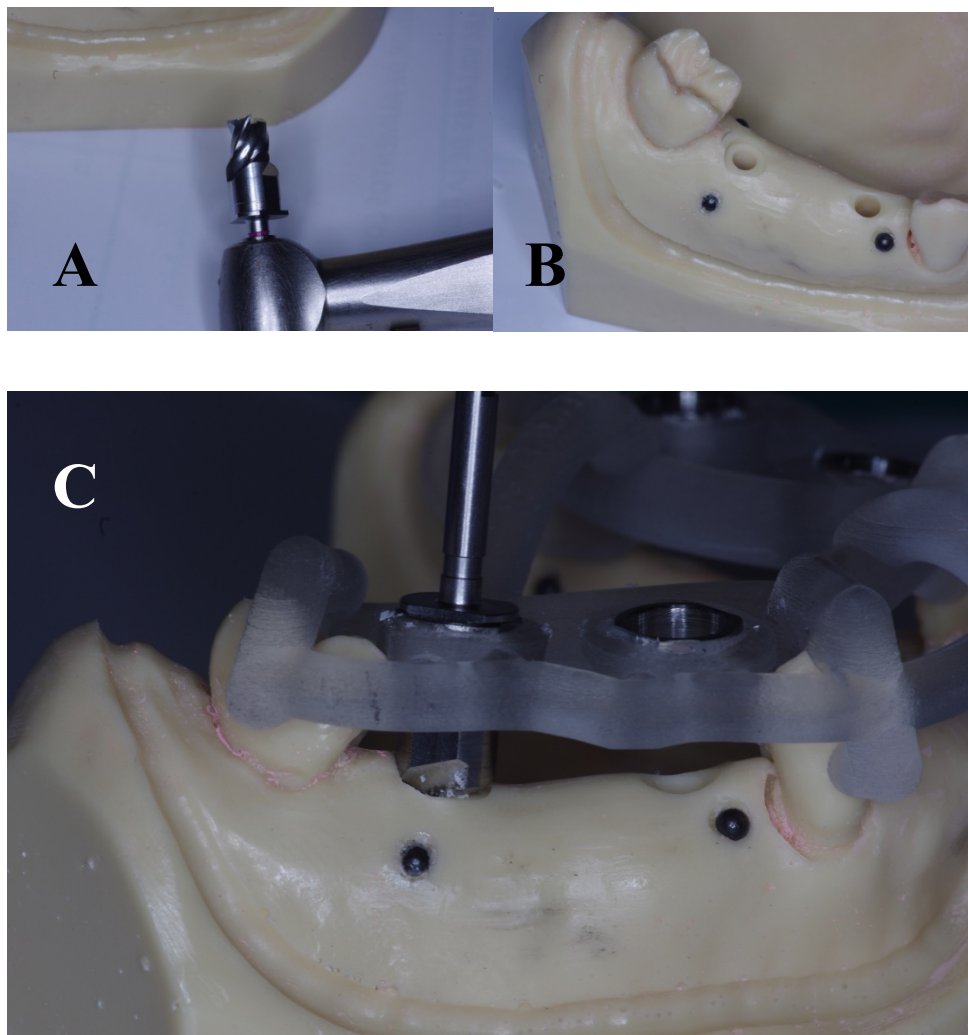


Figura 37. A. Fresa para regularizar el hueso. B. Hueso regularizado y C. Fresa llegando al tope del cilindro.

Se continuó el protocolo de fresado aumentado progresivamente el diámetro de las fresas dependiendo del tipo de hueso, puesto que el fabricante (Ver Figura 38) recomienda dos secuencias diferentes para densidades óseas mayores y menores, en nuestro estudio para los modelos D1 y D2 llegamos hasta la fresa roja de diámetro 2.8 mm en apical y 3.6 mm en coronal y para los modelos D3 y D4 hasta la fresa amarilla de 2.2 mm en apical y 3.2 mm en coronal.

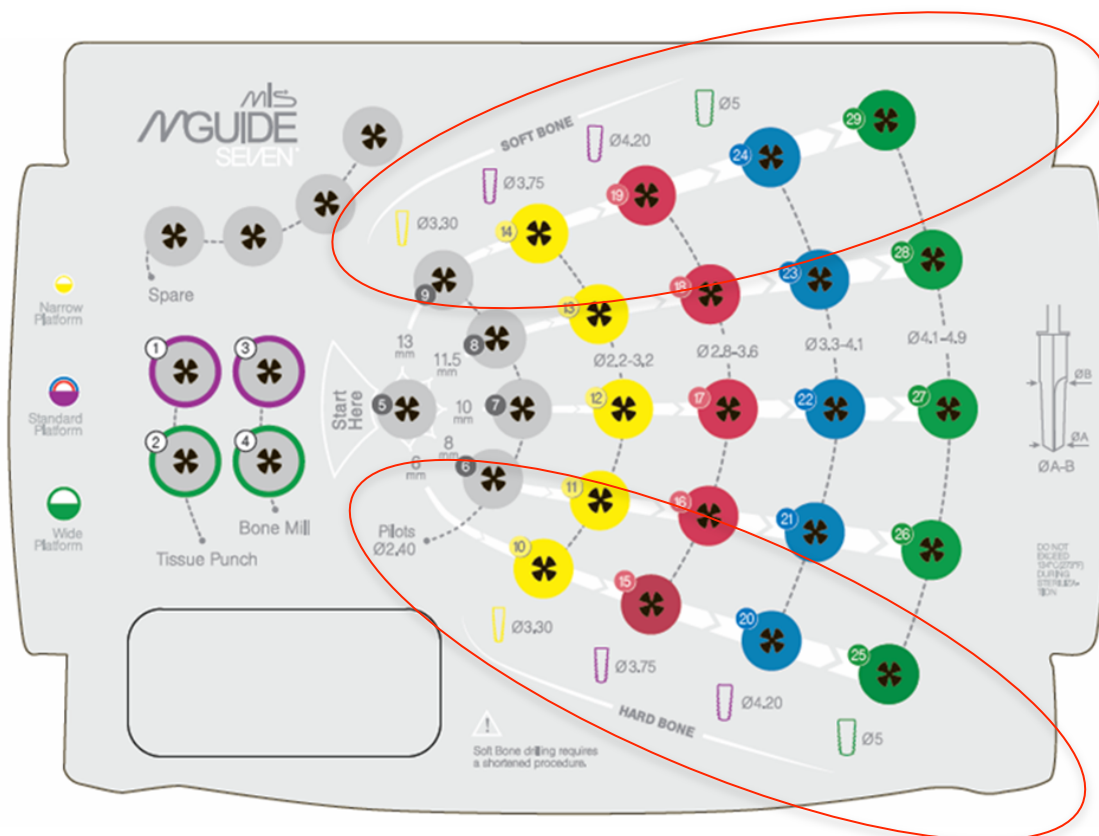


Figura 38. Caja quirúrgica Mguide® Seven® (Mis Implants, Israel)
Protocolo *Soft y Hard Bone*

Una vez realizado el protocolo de fresado completo nos dispusimos a realizar la colocación de los implantes. Queríamos validar la diferencia entre realizar la cirugía completamente guiada (Figura 39) o realizar todo el proceso de fresado mediante la férula y realizar la colocación del implante directamente, cirugía parcialmente guiada (Figura 40). Como podemos ver en la Figura 39 realizamos la preparación de los lechos utilizando la guía y colocamos los implantes con y sin la guía.

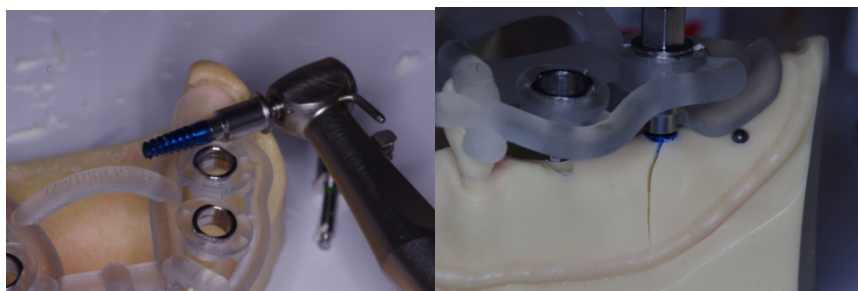


Figura 39. Detalle de la colocación del implante completamente guiado.

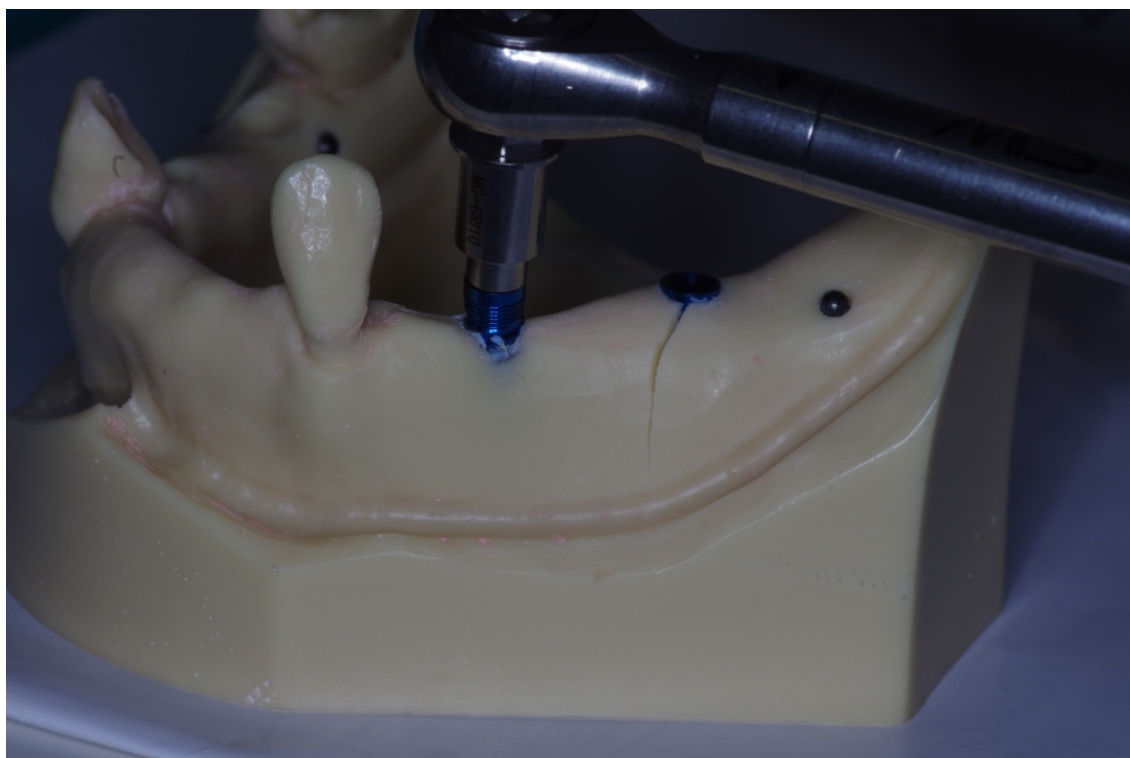


Figura 40. Detalle de la colocación del implante parcialmente guiado colocando el implante sin la férula.



5.7 Análisis de las discrepancias angulares/lineales

Una vez se colocaron todos los implantes con los diferentes de sistemas previamente comentados, se realizaron 6 medidas para poder valorar las desviaciones producidas entre la posición tridimensional preplanificada y la posición final del implante.

Los valores que tomamos de referencia fueron la inclinación del implante con respecto al eje axial, la distancia mesio-distal en el ápice, la distancia vestibulo-lingual en el ápice, la distancia mesio-distal en la zona más coronal del implante, la distancia vestibulo-lingual en coronal y la distancia apico-coronal. Todas ellas fueron medidas en micras (μ) salvo la inclinación que fue medida en grados ($^{\circ}$).

Para ello se colocaron unos *Scan Bodys* (Mis Implants, Savion, Israel) y se realice una nueva fotografía. un nuevo escaneado y un nuevo CBCT para valorar las diferencias.

5.7.1 Calculando distancias con Adobe Photoshop® CS5 (Adobe System. USA).

Para calcular las distancias se utilizó la regla ABFO (*American Board of Forensic Odontology*) al igual que en la fotografía inicial del modelo. Comprobando la posición correcta de este y con una distancia conocida en la fotografía utilizando la herramienta "regla" calculamos las

distancias. Una vez conocidas realizamos una conversión de los pixeles a micras (1 pixel= 264.583333 micras) para saber las distancias desviaciones en los puntos que queríamos valorar.

5.7.2 Calculando distancias en el modelo escaneado con MeshLab

Con el software Mguide® podemos realizar un STL de nuestra planificación con la posición de los implantes y de los cilindros de la guía.

Se realizó nuevo modelo escaneado con los *Scan Bodys* (Ver Figura 41) una vez se habían colocado los implantes y mediante el programa MeshLab® se solaparon los dos para poder tomar discrepancias de las medidas (Ver Figuras 42,43 y 44).

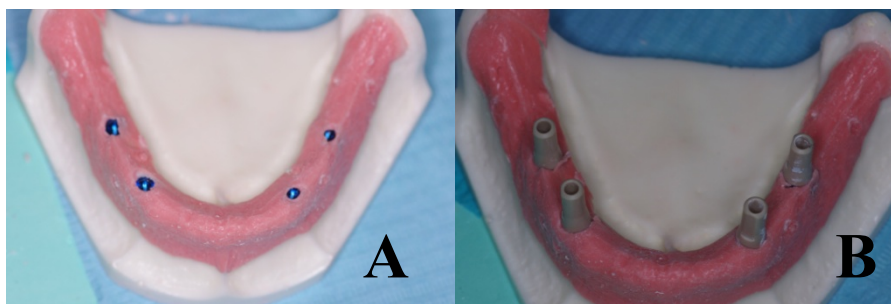


Figura 41. (A) Modelo completamente edéntulo con los implantes colocados. (B) Modelo con los *Scan Bodys*.

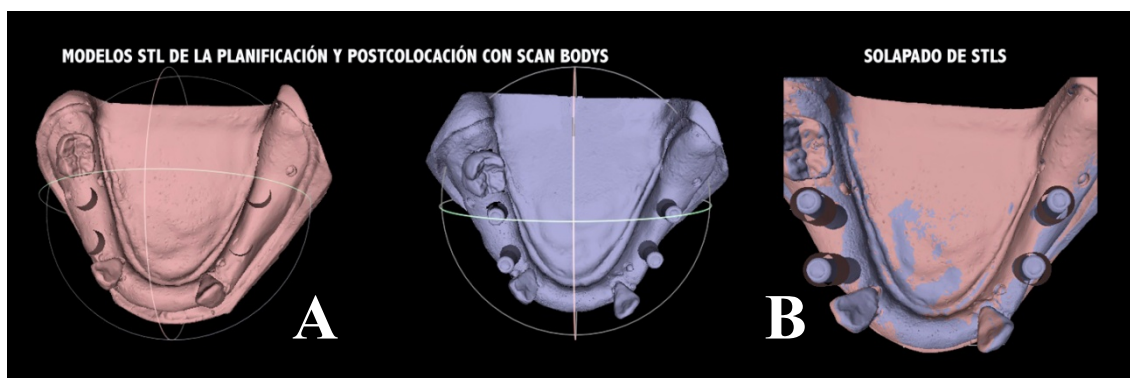


Figura 42. (A) Modelos STL de la planificación y postcolocación. (B) Solapado de STLS

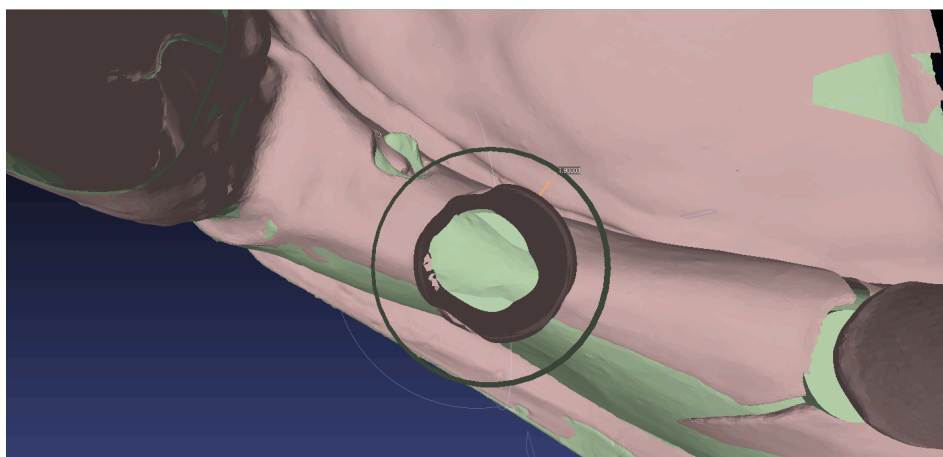


Figura 43. Medida de las discrepancias con el software Meshlab®

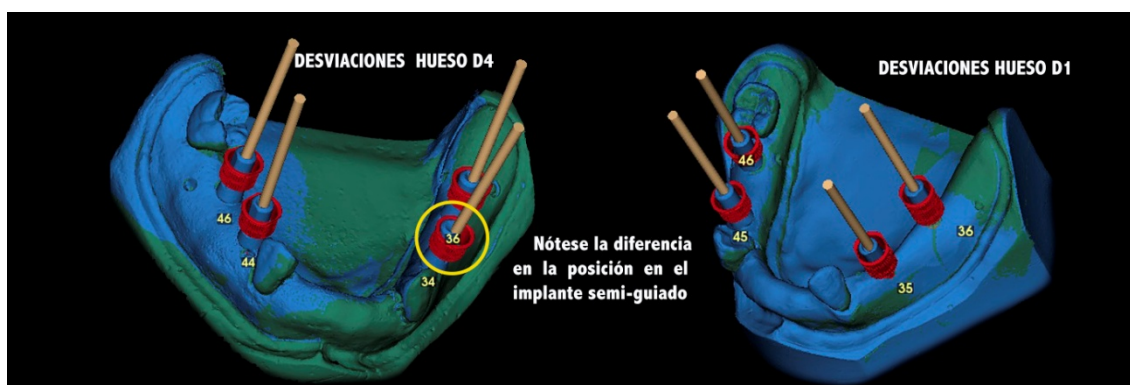


Figura 44. Detalle de las diferencias en angulación entre la posición final y la planificada en los modelos D4 y D1.



5.7.3 Calculando distancias en MeshLab mediante tomografía.

Este proceso es muy similar al anterior, solamente que realizamos un paso previo. Cargamos los archivos Dicom obtenidos del CBCT en el Mguide® (Mis Implants, Israel) y exportamos un nuevo modelo STL que solapamos con el modelo de la planificación mediante Meshlab®.

5.8 Análisis de datos

A continuación, a través de diversos estadísticos, se estudiaron los datos de nuestra estudio experimental.

Para la descripción muestral se han utilizado la media y la desviación estándar (sd) como medida de tendencia central de datos y dispersión. La distribución muestral de variables categóricas se ha expresado mediante el recuento de sujetos (n) y el porcentaje (%).

Para la comprobación de la normalidad se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors además del Test Shapiro-Wilk, en función del tamaño muestral de los subgrupos. Para la comparación de 2 o más variables cuantitativas se han utilizado pruebas paramétricas como el Test de Student y el ANOVA respectivamente. Si la prueba de ANOVA resultó significativa, la comparación intergrupos se realizó mediante la prueba *post hoc* de Bonferroni. Si la distribución no es



normal se utilizarán pruebas no paramétricas como el test de Mann Whitney o Kruskal Wallis para comparar 2 o más grupos respectivamente. Para la comparación de dos o más distribuciones muestrales se ha utilizado el Test de Chi Cuadrado. No obstante a lo anterior, en las tablas la distribución de los datos se describió utilizando media y desviación estándar (sd), por facilidad de interpretación. Se realizaron cálculos de correlaciones bivariadas mediante el coeficiente Rho de Spearmann (r_s) para comparar la relación lineal entre la densidad ósea y las discrepancias lineales o angulares.

Un p -valor < 0.05 se utilizó como límite para considerar las diferencias estadísticamente significativas. quedando reflejado en las distintas tablas de resultado de la siguiente manera: $p < 0.05$ * y $p < 0.01$ **. El SPSS v.21 (Statistical Package for Social Sciences, Chicago, IL, USA) fue el programa estadístico utilizado para el análisis.



6. RESULTADOS



6. RESULTADOS

6.1 Descripción muestral

Una vez obtenidos y analizados todos los datos de nuestra muestra de estudio podemos observar como recogen los datos presentados en la Tabla 2, que nuestro grupo muestral está compuesto por 128 modelos distribuidos según el tipo de hueso. la colocación convencional o guiada y la altura del cilindro de las férulas en este ultimo sistema (Ver apartado 5.2.1).



6.2 Resultados respecto a la variabilidad de los puntos de referencia (DPI, DPD y DA)

6.2.1 CON RESPECTO AL CBCT

Tabla3. Variabilidad de las distancias medidas en micras de las posiciones DPI, DPD y DA con respecto al CBCT utilizado.

TAC	DISTANCIA PI (MICRAS) **		DISTANCIA PD (MICRAS) **		DISTANCIA A (MICRAS) **	
	Media	Desviación	Media	Desviación	Media	Desviación
MORITA (n=64)	14.94	5.99	16.50	7.39	17.69	7.07
ICAT (n=64)	30.56	8.37	30.93	8.15	32.69	7.42

**** Diferencias significativas tras ANOVA.**

DPI: distancia posterior izquierda;; DPD: distancia posterior derecha. DA: distancia anterior. Ver apartado 5.2.3.2



Con respecto a las posibles desviaciones producidas por TAC de nuestra modelos, cómo podemos observar en la Tabla 3, podemos destacar que las discrepancias con respecto al modelo real son más significativamente ($p < 0.01$) más pequeñas si realizamos el TAC con el Morita (Morita, Japón) que con el ICAT® (Gendex, Hatfield, USA). El margen de error si realizamos el TAC con ICAT® aumenta. En todas las referencias pudimos ver diferencias significativas aumentado la media y la desviación cuando las distancias entre los puntos eran mayores.

6.2.2 Con respecto al tipo de soporte

También vemos que las desviaciones entre pacientes dentados y edéntulos. sobre todo la distancia posterior izquierda tiende a ser estadísticamente significativa ($p = 0.11$), pero no alcanzan el grado de significación establecido ($p < 0.05$) (Ver Tabla 4).



Tabla4. Variabilidad de las distancias medidas en micras de las posiciones DPI. DPD y DA con respecto al tipo de edentulismo.

Dentición	DISTANCIA DPI		DISTANCIA DPD		DISTANCIA DA	
	Media	Desviación	Media	Desviación	Media	Desviación
Edéntulo (n=64)	24.25	12.67	24.75	12.68	24.81	10.45
Dentado (n=64)	21.25	8.06	22.68	7.99	25.56	10.48
DPI: distancia posterior izquierda;; DPD: distancia posterior derecha. DA: distancia anterior. Ver apartado 5.2.3.2						

6.3 Análisis de las desviaciones en función del método de digitalización para los dos tipos de CBCT.

Para valorar mejor la precisión quirúrgica, controlamos estos valores mediante tres sistemas diferentes, un método fotográfico, un método escaneado y un método tomográfico.



En la Tabla 5 podemos observar que existen diferencias significativas entre el tipo de TAC en todos los parámetros longitudinales en los tres métodos de validación (fotográfico, escaneado y tomográfico), por lo que se constata que el hecho de producir una mayor desviación a la hora de realizar el escáner produce mayores discrepancias tridimensionales en la posición final del implante.

Sin embargo en los parámetros angulares, sólo se encuentra una tendencia estadística ($p < 0.1$) que presumiblemente serían significativas al aumentar el tamaño muestral. Podemos observar que la desviación mínima en el Morita® es de 0.07° y la máxima de 2.47° mientras que en el ICAT® la mínima es de 0.19° y la máxima de 2.80° .

Tabla 5. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función del tipo de tomografía realizada				
	ICAT® (n=64)		Morita® (n=64)	
	Media	sd	Media	sd
Método Fotográfico				
Inclinación (°)	0.53	0.65	0.72	0.64
mesio-distal en el ápice (micras)*	492.7	701.9	798.1	776.1
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	480.2	632.0	871.7	679.9
mesio-distal en el cuello(micras)**	471.4	600.0	792.8	616.1
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	428.8	514.2	753.6	561.9
Desviación ápico-coronal(micras)*	499.2	583.9	754.5	590.0
Método Escaneado	Media	SD	Media	SD
Inclinación(°)	0.52	0.66	0.72	0.63
mesio-distal en el ápice(micras)**	484.8	690.8	823.8	759.9
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	480.6	640.6	893.1	674.7
mesio-distal en el cuello(micras)**	478.1	595.3	818.8	629.3
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	424.2	514.1	774.2	592.7
Desviación ápico-corona(micras)l*	471.6	577.9	737.2	592.7
Método Tomográfico				
Inclinación(°)	0.51	0.67	0.69	0.63
mesio-distal en el ápice(micras)*	471.6	690.1	777.2	754.7
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)*	473.1	636.5	879.1	676.6
mesio-distal en el cuello(micras)**	468.4	600.8	809.8	612.0
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	417.0	514.4	785.3	557.9
Desviación ápico-coronal(micras)*	453.9	580.5	701.7	607.4
** ($p < 0.01$) * ($p < 0.05$) Diferencias significativas tras ANOVA.				



De la Tabla 6 podemos deducir que no hay diferencias significativas entre los modelos dentados y edéntulos en ninguno de los métodos, aunque la tendencia es que en los edéntulos la discrepancia lineal y angular será más grande. También debemos apreciar que para las guías mucosoportadas (pacientes edéntulos), ha sido necesario la utilización de pins de fijación.

Tabla 6. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función del tipo de modelo (dentado o desdentado)				
	EDÉNTULO (n=64)		DENTADO (n=64)	
Método Fotográfico	Media	SD	Media	SD
Inclinación (°)	0.66	0.62	0.60	0.68
mesio-distal en el ápice(micras)	642.81	676.78	647.97	827.25
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	686.40	637.95	665.47	729.59
mesio-distal en el cuello(micras)	645.16	579.32	619.06	675.36
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	612.50	531.38	569.84	592.03
Desviación ápico-coronal(micras)	657.5	575.76	596.25	623.51
Método Scanning				
Inclinación(°)	0.65	0.62	0.60	0.68
mesio-distal en el ápice(micras)	651.88	673.23	656.72	812.24
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	692.03	628.56	681.72	746.30
mesio-distal en el cuello(micras)	656.41	581.51	640.47	686.37
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	623.75	538.84	575.16	593.20
Desviación ápico-coronal(micras)	634.06	576.90	574.69	621.72
Método Tomográfico				
Inclinación(°)	0.62	0.62	0.57	0.68
mesio-distal en el ápice(micras)	623.75	664.86	625	807.05
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	682.81	628.24	669.37	742.87
mesio-distal en el cuello(micras)	653.12	583.75	625.16	673.54
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	624.53	541.71	577.81	591.73
Desviación ápico-coronal(micras)	608.28	585.12	547.34	626.77



6.4 Correlaciones entre la densidad ósea y las desviaciones

A la vista de la Tabla 7 es evidente que tanto en Icat® como en Morita® a menor densidad de hueso mayor discrepancia tanto lineal como angular con los tres métodos: fotográfico. escaneado y tomográfico.

Tabla 7. Correlaciones de Spearmann entre el tipo de hueso (d1. d2. d3 y d4) y distintos parámetros con los tres métodos				
Rho de Spearmann	Método Fotográfico	Morita	Inclinación (°)	0.21*
			mesio-distal en el ápice (micras)	0.46**
			vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	0.50**
			mesio-distal en el cuello(micras)	0.46**
			vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	0.51**
			Desviación ápico-coronal(micras)	0.48**
		Icat	Inclinación (°)	0.37**
			mesio-distal en el ápice(micras)	0.29**
			vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	0.26*
			mesio-distal en el cuello(micras)	0.33**
			vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	0.29*
			Desviación ápico-coronal(micras)	0.28*
		Morita	Inclinación (°)	0.25*
			mesio-distal en el ápice(micras)	0.49**
			vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	0.50**
			mesio-distal en el cuello(micras)	0.50**
			vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	0.55**
			Desviación ápico-coronal(micras)	0.47**
		Icat	Inclinación (°)(micras)	0.38**
			mesio-distal en el ápice(micras)	0.28**
			vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	0.28*
			mesio-distal en el cuello	0.30*
			vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	0.23



			Desviación ápico-coronal(micras)	0.33**
		Morita	Inclinación (°)	0.20
			mesio-distal en el ápice(micras)	0.49**
			vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	0.47**
			mesio-distal en el cuello(micras)	0.49**
			vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	0.53**
			Desviación ápico-coronal(micras)	0.42**
		Icat	Inclinación (°)	0.36**
			mesio-distal en el ápice(micras)	0.28**
			vestíbulo-lingual en el ápice(micras)	0.27*
			mesio-distal en el cuello(micras)	0.30*
			vestíbulo-lingual en el cuello(micras)	0.25*
			Desviación ápico-coronal(micras)	0.31*

**La correlación es significativa a nivel 0.01 (bilateral)

*La correlación es significativa a nivel 0.05 (bilateral)

En la Tabla 8 vemos que la inclinación en grados para nuestro estudio seria de 0.39 ± 0.19 en las guías con cilindros de 4mm. de 0.43 ± 0.21 en las guías con cilindros de 8mm y de 2.26 ± 0.26 en la cirugía manual o convencional, de lo que podemos observar que los parámetros de desviación son significativamente superiores en cirugías manuales que frente a cirugías guiadas de 4 u 8 mm de altura de cilindro. Sin embargo no hay diferencias entre los cilindros de 4 y de 8mm.



Tabla 8. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función de la altura cilindro guía. mediante Análisis de la Varianza (ANOVA)

	Cilindros de 4mm (n=96)		Cilindros de 8 mm (n=16)		Manual (n=16)	
	Media	sd	Media	sd	Media	sd
Método Fotográfico						
Inclinación (°)**	0.39	0.19	0.43	0.21	2.26	0.26
mesio-distal en el ápice(micras)**	376.04	212.42	424.37	253.69	2482.5	575.76
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	442.29	269.66	476.25	286.56	2277.5	524.75
mesio-distal en el cuello(micras)**	416.15	252.54	446.25	252.16	2113.75	426.93
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	399.17	241.43	433.12	263.05	1901.25	360.87
Desviación ápico-coronal(micras)**	415.73	213.58	429.37	236.91	2091.25	271.78
Método Scanning						
Inclinación(°)**	0.38	0.19	0.43	0.20	2.26	0.26
mesio-distal en el ápice(micras)**	389.90	225.22	441.25	248.30	2453.75	584.71
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	452.40	281.60	493.75	291.73	2286.86	537.79
mesio-distal en el cuello(micras)**	430.94	264.94	467.5	267.94	2134.37	436.10
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	407.60	259.93	450.62	279.56	1899.37	367.09
Desviación ápico-coronal(micras)**	391.67	216.74	420.62	245.10	2064.37	268.10
Método Tomográfico						
Inclinación(°)**	0.36	0.18	0.40	0.19	2.24	0.24
mesio-distal en el ápice(micras)**	361.87	212.09	405	232.84	2418.75	571.22
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	441.56	279.14	483.75	282.18	2275.62	531.26
mesio-distal en el cuello(micras)**	422.08	260.75	465	272.25	2115.62	417.47
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	407.60	261.73	461.87	284.30	1901.87	357.77
Desviación ápico-coronal(micras)**	360.94	209.78	393.75	229.37	2063.12	272.17

****La correlación es significativa a nivel 0.01 (bilateral)**



Los resultados del análisis de varianza de la Tabla 9 demuestran que todos los parámetros son estadísticamente significativos, siendo las desviaciones de los implantes colocados por cirugía guiada significativamente menores que los colados con cirugía parcialmente guiada, y éstos, a su vez, fueron estadísticamente inferiores que los colocados manualmente. Por ejemplo se observa que para el parámetro la desviación apico-coronal en cirugía guiada obtenemos una desviación de (357.12 ± 221.19) para la parcialmente guiada 560.94 ± 308.28 y para la manual 1901.87 ± 357.77 .

Tabla 9. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función de la técnica de colocación de implantes. mediante ANOVA

	Totalmente Guiada (n=80)		Parcialmente Guiada (n=32)		Manual (n=16)	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Método Fotográfico						
Inclinación (°)**	0.34	0.14	0.53	0.21	2.25	0.26
mesio-distal en el ápice(micras)**	323.12	170.97	532.5	252.28	2482.5	575.76
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	384.37	224.91	604.06	313.97	2277.5	524.75
mesio-distal en el cuello(micras)**	357.87	198.74	576.88	300.98	2113.75	426.92
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	344.75	198.64	552.19	283.44	1901.25	360.87
Desviación ápico-coronal(micras)**	368.62	175.11	540.31	259.15	2091.25	271.78
Método Scanning						
Inclinación(°)**	0.33	0.15	0.53	0.21	2.26	0.26
mesio-distal en el ápice(micras)**	338.12	184.97	545	260.17	2453.75	584.71
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	393.87	233.56	619.37	329.31	2286.87	537.79
mesio-distal en el cuello(micras)o**	376	215.03	586.56	316.10	2134.37	436.10
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	356.25	216.20	557.5	310.95	1899.37	367.09
Desviación ápico-coronal(micras)**	342.12	175.32	530	262.76	2064.37	268.10
Método Tomográfico						
Inclinación(°)**	0.30	0.14	0.50	0.20	2.24	0.25
mesio-distal en el ápice(micras)**	313.87	173.06	503.44	249.17	2418.75	571.22
vestíbulo-lingual en el ápice(micras)**	383.75	231.64	607.19	323.34	2275.62	531.26
mesio-distal en el cuello(micras)**	365.75	211.84	584.37	308.92	2115.62	417.47
vestíbulo-lingual en el cuello(micras)**	357.12	221.19	560.94	308.28	1901.87	357.77
Desviación ápico-coronal(micras)**	315.12	166.11	491.87	259.69	2063.12	272.17

****La correlación es significativa a nivel 0.01 (bilateral)**



En la Tabla 10 observamos las discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función de la técnica de la colocación y dependiendo del tipo de hueso.

De esta tabla podemos deducir todas los parámetros tanto lineales como angulares difieren significativamente ($p < 0.01$) con respecto a la posición planificada del implante. Podemos observar el aumento significativo de las discrepancias a medida que se reduce la densidad ósea y cambiamos el sistema de colocación siendo el manual el que más error final nos produce. Por ejemplo si vemos la desviación en el ápice en sentido mesio-distal con el sistema tomográfico vemos que para el hueso D1 en completamente guiados se produce una desviación media de 120.5μ y para el D4 de 501μ en parcialmente guiada obtenemos para el D1 241.25μ y en D4 760μ y para la manual en el D1 1775μ y en el D4 2675μ .



VNiVERSiDAD
D SALAMANCA

VALIDACION DE LA PRECISION DE LAS FERULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA ALTURA
DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN QUIRURGICA Y DEL
TIPO DE HUESO.



En la Tabla 11 observamos las discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función del tipo de dentición: dentados o edéntulos del sistema quirúrgico y del tipo de hueso.

De esta tabla podemos deducir todas los parámetros tanto lineales como angulares tienen una gran significación ($p < 0.01$) con respecto la desviación final del implante. Podemos observar el aumento significativo de las discrepancias a medida que se reduce la densidad ósea y cambiamos el sistema de colocación siendo el manual el que más error final nos produce. Además podemos observar que se produce mayor desviación cuando realizamos la cirugía en edéntulos que en dentados. Por ejemplo si vemos la desviación en el ápice en sentido mesio-distal con el sistema tomográfico vemos que para el hueso D1 en dentados completamente guiados se produce una desviación media de 111μ y en edéntulos de 130μ para el D4 de 452μ y 550μ en dentados con parcialmente guiada obtenemos para el D1 251μ y en edéntulos 267.5μ y para el D4 770μ y 750μ y para la manual en el D1 (1220μ y 2230μ) y en el D4 2670μ y 2680μ .



VNiVERSiDAD
D SALAMANCA

VALIDACION DE LA PRECISION DE LAS FERULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA ALTURA
DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN QUIRURGICA Y DEL
TIPO DE HUESO.



6.5 VALIDACIÓN INTERMÉTODO

Si observamos la Tabla 12, podemos ver como existen diferencias significativas entre los diferentes métodos de análisis de discrepancia de los modelos. Observando las distancias y tomando como ejemplo la DPI se obtienen discrepancias menores con el método tomográfica (22.75 ± 10.69) que con el escaneado (28.77 ± 12.83) y que a su vez en el método del escaneado son menores que el fotográfico (36.46 ± 13.40)

Con lo que deducimos que aún siendo todos los métodos válidos, el más fiable es el tomográfico.

Tabla 12. Variabilidad de las distancias medidas en micras de las posiciones DPI, DPD y DA para los diferentes métodos de medición.			
	Método	Media	Desviación
Distancia Posterior Izquierda (DPI)	TAC(micras)**	22.75	10.69
	SCANER(micras)**	28.77	12.83
	** FOTO(micras)	36.46	13.40
Distancia Posterior Derecha (DPD)	* TAC(micras)*	23.72	10.61
	SCANER(micras)**	31.66	15.68
	** FOTO(micras)	39.39	13.18
Distancia Anterior (DA)	TAC(micras)	29.62	29.92
	SCANER(micras)**	37.91	31.63
	** FOTO(micras)	44.66	31.04



7. DISCUSSION



7. DISCUSION

Este estudio in vitro trata de simular las consecuencias que tendrían en las desviaciones lineales y angulares de los implantes planificados cuando los colocamos con diferentes sistemas, con diferentes alturas de los cilindros o en las diferentes densidades óseas.

Este estudio persigue analizar si con la cirugía guiada pudiésemos mejorar nuestra precisión quirúrgica, podríamos realizar un mejor manejo y mantenimiento de nuestros implantes, aumentando su estabilidad a largo plazo y mejorando así la calidad de vida de nuestros pacientes¹⁴⁸.

Pese a que la colocación de implantes es un procedimiento ampliamente extendido y con unas tasas de éxito muy elevadas⁶¹. Decidimos realizar el estudio de la comprobación de este nuevo tipo de férulas ya que la odontología y la sociedad en general están cambiando y cada vez tenemos unos requerimientos más elevados. Es por ellos que esto nuevos sistemas que nos limiten la complejidad del procedimiento y la gran necesidad de tiempo son de gran utilidad. Por ello Jung *et al*¹¹⁶ concluyeron que se necesitan nuevos estudios que justifiquen los costes y el aumento de radiación al paciente.

La cirugía guiada no es necesaria para casos sencillos en los que tenemos unas referencias anatómicas muy claras o un gran volumen óseo, en cambio cuando tenemos unas crestas alveolares residuales atróficas, falta de referencias anatómicas o queremos colocar el implante protésicamente guiado se vuelve un elemento casi fundamental¹²⁹, ofreciéndonos la



posición la inclinación y el máximo aprovechamiento del hueso en situaciones anatómicamente comprometidas.

Tal y como ya se explicó en el apartado 2.6.2 la cirugía guiada en ciertos casos nos permite realizar un técnica sin colgajo. Esto puede suponer una mejor aceptación para los pacientes aprensivos que, de lo contrario, podrían declinar los tratamientos, además de mejorar la irrigación del hueso periimplantarios puesto que no se produce el desprendimiento del periostio^{92.93}.

Aún así la cirugía guiada también consta de algún inconveniente, los principales serían como publicaron algunos investigadores^{127.129.145.149} que requiere un coste mayor para el paciente, se pueden producir error a la hora de adquirir las imágenes tomografías, al realizar los modelos, al prototipar la guía, al posicionar ésta, y además necesitamos realizar una dosis mayor de radiación al paciente, aunque está con los nuevos CBCTs y con el sistema de *best fit* mediante el escaneado del modelo ya no supone un problema.

Hasta la fecha son pocos los estudios tan ambiciosos en cuanto al número de factores pronóstico.

7.1 Validez interna del estudio

Consideramos que para nuestros objetivos exploratorios un tamaño muestral de 128 implantes puede ser suficiente para la mayoría de las comparaciones realizadas en este estudio *in vitro*. Sin embargo, para otras



comparaciones como la altura de los cilindros y el tipo de dentición sólo hemos podido encontrar tendencias a la significación estadística, dado que el tamaño de las submuestras (*cell size*). La mayoría de los estudios han utilizado tamaños muestrales inferiores o similares como los estudios de Brief *et al*¹¹⁸ (n=38) Schermeier¹³⁷ (n=24) Wanschitz¹³¹ (n=20) Wagner¹⁵⁰ (n=32) y el de Schneider¹⁴⁵ (n=100).

Otra de las limitaciones con las que nos hemos encontrado en nuestro estudio y puede ser objeto de estudios posteriores para un mayor conocimiento del método y una mayor significación será contar con un número muestral mayor e incluyendo más grupos, ya que en nuestro estudio tenía subgrupos con pocos modelos como el grupo de cirugía convencional para distintos tipos los huesos (n=2). Lógicamente un aumento del tamaño muestral elevaría el nivel de evidencia encontrado en nuestros resultados además de poder incluir más variables.

Aún con todas estas dificultades presentadas, el presente estudio ofrece unos resultados de desviación similares o ligeramente superiores a estudios previos^{118.137.141-150} y aunque el tamaño muestral no era demasiado grande en los grupos que realizamos la cirugía convencional (n=16) y la cirugía parcialmente guiada (n=32), sí ha demostrado tener suficiente potencia estadística para ofrecer resultados significativos en la mayoría de las comparaciones inter-grupos.

Como fortaleza de nuestro estudio debemos valorar que hemos realizado varias comparaciones simultáneas, obteniendo así un número muy elevado de factores de cada uno de los modelos del estudio. Y hasta la fecha no hay conocimiento de ningún otro estudio con la misma metodología y ambición exploratoria.

A su vez habíamos creado unos criterios muy estrictos, para poder realizar el estudio, los modelos edéntulos tenían que realizar las férulas con anclaje vertical, esto es debido a que en el estudio de Van Assche *et al*¹²⁴ se concluyó había un aumento significativo de la precisión quirúrgica si se utilizan pins de fijación, y que podía existir cierto movimiento de las férulas si realizamos una fuerza horizontal sobre ellas. De este mismo modo también se colocaron primero los implantes distales para evitar las fuerzas horizontales producidas de separación tangencial de las fuerzas.

Uno de los problemas que tuvimos a la hora de realizar el estudio, en los modelos de hueso D1 al ser tan compactos tuvimos que variar la sistemática de fresado recomendada por el fabricante puesto que la realizar la inserción del implante el torque era muy elevado, hasta incluso se producían fracturas en tallo verde (Ver Figura 45).

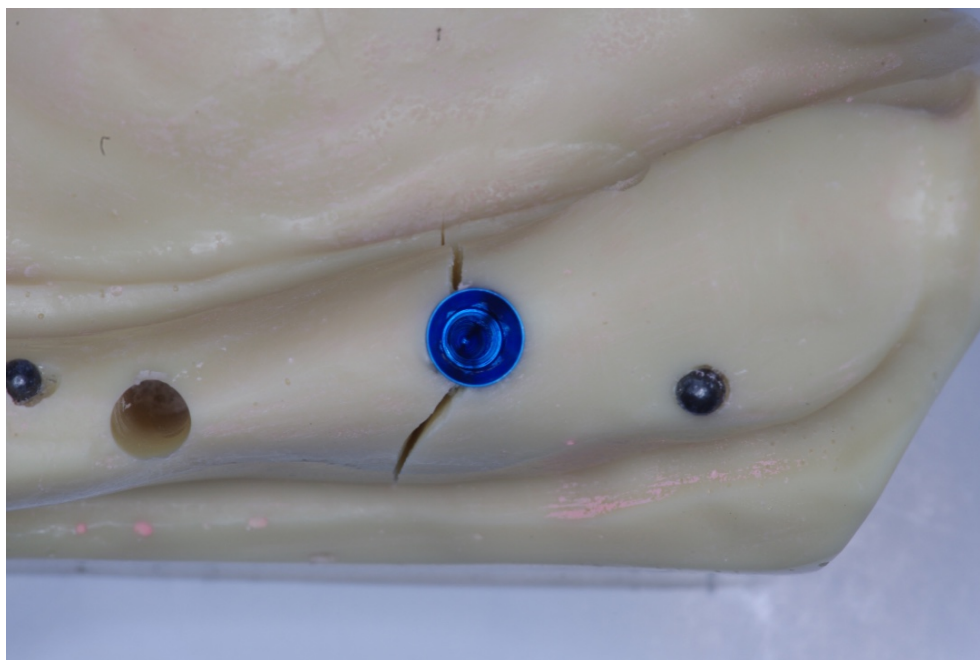


Figura 45. Detalla de la fractura en un modelo tipo D1 debido a las fuerzas de torque tan elevadas.



Decidimos reducir el tamaño de los cilindros solamente a dos grupos (4 y 8 mm) puesto que en un estudio *in vitro*¹⁴⁷ sobre 90 implantes que consistía la colocación de implantes a través de cilindros de diferentes alturas demostró que los cilindros de 4 mm tenían la misma precisión que los cilindros de 8mm¹⁴⁷.

Una de las novedades de nuestro estudio fue que decidimos realizar las pruebas sobre modelos que asemejaban las diferentes densidades óseas³¹ y hasta donde llega nuestro conocimiento no se ha realizado ningún estudio que valore las desviaciones producidas en cada tipo de hueso.

7.2 Validez externa

Debido al diseño *in vitro* del estudio no podemos extrapolar estos datos a las situaciones clínicas. No obstante hemos podido observar sobre modelos fácilmente disponibles para el resto de los investigadores, la influencia de un factor que los clínicos conocemos que influye en la predictibilidad de la técnica.

Las técnicas tomográficas utilizadas son las más difundidas hoy en día¹⁴⁸ y esto sí legitima la comparación de nuestros resultados. El diseño de los implantes MIS son *screw-type* y permitirían la comparación de los hallazgos de la mayoría de los implantes que se utilizan y analizan hoy día.

La técnica fotográfica utilizada marca la *American Board of Forensic Odontology* (ABFO) y tiene hoy en día acreditada validez en el campo forense de medición de morfología si las fotos se realizan correctamente calibradas con dicho método.



La utilización de férulas quirúrgicas ha sido objeto de estudio para valorar la precisión en la colocación del implante en multitud de estudios^{118.131.140-150} para lo que se han utilizado una gran variedad de sistemas.

Además nuestro estudio aplica métodos tomográfico, fotográfico y escaneado porque hasta ahora cada autor utiliza un método de validación diferente. Por ejemplo^{119.31.145.150} utilizaron sistemas de fusión de imágenes. Besimo¹⁵² y Schermeier¹³⁷ utilizaron TAC postoperatorio y Naitoh¹⁵³ y Külh¹⁴⁶ utilizaron un escaneado posterior. De hecho hemos comprobado que tendría mayor validez los resultados obtenidos mediante TAC que mediante escáner y mucho peor el método fotográfico (ver Tabla 12).

7.3 Discusión de los principales hallazgos

7.3.1 Con respecto al método tomográfico

Con respecto al tipo de TAC hemos encontrado diferencias significativas entre los diferentes escáneres con respecto a las desviaciones en el modelo preoperatorio y postoperatorio, esto puede ser debido como encontraron Dreiseidler *et al*¹⁵⁴ en su estudio comparativo entre CBCT, ortopantomografías y TAC convencional, aparecieron diferencias significativas entre diferentes tipos de radiografías demostrando que el CBCT es el método de elección, en consonancia con nuestros resultados.

Esto indica que ambos sistemas serían válidos pero como comentan en el artículo de Forbes-Haley¹⁵⁵ y en el consenso de 2011 organizado por



la asociación europea de osteointegración¹⁵⁶ la imagen CBCT puede sufrir errores a la hora de realizar la técnica dependiendo del posicionamiento del paciente. Estos resultados son consecuentes puesto que el sistema Morita® es más novedoso y utiliza un tamaño de voxel más pequeño e isotrópico en lugar del anisotrópico del convencional.

7.3.2 Con respecto al soporte de la férula

En lo relativo al tipo de dentición observamos que existe una ligera tendencia estadística de producirse mayor desviación en los pacientes edéntulos, como se había observado en estudios previos¹²⁴. Esto supone una consecuencia lógica de la resiliencia de los tejidos blandos y la mejor estabilidad las piezas dentales. El no encontrar diferencias significativas en nuestro estudio puede ser debido a la utilización de pins de fijación verticales y las diferencias entre los tejidos blandos y el Gingifast® (Zhermack. Alemania). Nuestras desviaciones lineales varían entre $120.5\mu\pm43.22\mu$ para el hueso D1, hasta $501\mu\pm158.90\mu$ en el hueso D4, mientras que otros autores como Karl y Gerke obtenían entre 220 y 1700 μ . Horwitz entre 200 y 1410 μ . Wildmann entre 0 y 1960 μ y Behneke entre 10 y 970 μ .

7.3.3 Con respecto a la altura de los cilindros

Las diferentes alturas de los cilindros no diferencias significativas con respecto la posición tridimensional del implante al igual que comentaron Park et al¹⁴⁷ en su artículo y son necesarios más estudios para confirmar si realmente tienen alguna diferencia significativa a la colocación



del implante. Park, utilizando cilindros de 4, 6 y 8 mm encontró que no había diferencias significativas a nivel coronal ($p=0.196$), ni a nivel apical ($P=0.728$) ni en la angulación ($P=0.075$), al igual que nosotros.

Incluso para futuros artículos podría resultar interesante disminuir los 4mm para apreciar si tiene influencia en la posición y de no ser así poder disminuir el tamaño de nuestros instrumentos y facilitar el acceso en pacientes con poca apertura bucal.

7.3.4 Con respecto al sistema de colocación

Con respecto al sistema de colocación, se encuentran diferencias significativas entre los grupos completamente guiado y parcialmente guiado y estos a su vez con la cirugía convencional, estos resultados son similares a los que obtuvieron Kühl et al¹⁴⁶ en los que encontraron diferencias pero no significativas entre cirugía completamente guiada y cirugía parcialmente guiada (*half-guided*). Siendo la desviación media de 1.54 mm en completamente guiada y de 1.84 mm en parcialmente guiada. Sin embargo se encontraron diferencias significativas entre los grupos guiados con los de cirugía convencional^{118.131.140-150}. Estos datos están con los nuestros donde hemos encontrado una significación estadística para todos los grupos.

7.3.5 Con respecto a la influencia del tipo de hueso

Hasta donde llega nuestro conocimiento, no existen publicaciones que valore la influencia de este parámetro que los clínicos entienden como factor pronóstico tanto en la colocación como en la supervivencia. En este estudio hemos observado que existe una fuerte correlación entre los



diferentes tipos de hueso y la desviación de la posición idónea del implante (ver Tabla10). Siendo mucho menor en los huesos tipo D1 que los D4 según la clasificación de Lekholm y Zarb³¹. Además se ha observado que también existen diferencias significativas con respecto tipo de hueso y el modo de colocación (ver Tabla11), siendo éstas mayores en los huesos con peor densidad óseas. Esto es coherente con lo que los clínicos encuentran en su praxis diaria.

Si hiciéramos un extrapolación de las desviaciones observada en un estudio de Somogyi¹⁵⁷ en mandíbula encontró que la media de las desviaciones era de 1.45 mm siendo menor en las piezas 32 y 42 que en las piezas 36, 35,44 y 45 mientras que en el maxilar era de 2,29 mm y presuponiendo que la calidad ósea de estas zonas sea anatómicamente estándar parece que nuestros hallazgos están en sintonía con la literatura.

7.4 Valoración inter-método

Con respecto a la diferencia entre los métodos fotográfico, tomográfico y escaneado hemos obtenido unos resultados mejores utilizando el CBCT, pero éste, aún resultado ser un método válido y eficaz para la validación, nos parece que de momento no es el método de elección puesto que tiene el problema de aumentar la radiación al paciente.



7.5 Recomendaciones clínicas.

Basado en los hallazgos de este estudio, estas serían las principales recomendaciones para el clínico que quiera utilizar la cirugía guiada.

- Al realizar una cirugía guiada es muy importante realizar una correcta planificación con un software validado.

- Es necesario realizar un CBCT con un aparato de la mayor calidad posible y posicionar al paciente de la manera correcta e inmóvil.

- En la planificación hay que valorar el tipo de dentición del paciente para decidir entre una férula dentosoportada o mucosoporta, teniendo en cuenta que si la realizásemos con apoyo mucoso necesitamos pins de fijación que deben ser verticales.

- También debemos de valorar el tipo de hueso del paciente en nuestra planificación y tener presente las implicaciones en términos de discrepancia que la densidad ósea genera.

- Si vamos a realizar la férula mediante un escaneado del modelo es muy importante realizar la medida con una técnica de alta veracidad. Para disminuir las posibles discrepancias en el *best fit*.

- Las férulas intentaremos que tengan un cilindro lo más corto posible, evitando los cilindros de 8 mm. Además de utilizar un sistema quirúrgico que permita el acceso a sectores posteriores mediante un protocolo de fresado longitudinal secuencial a diferencia de



Galimplant.3D®, Neoguide®, Nobelguide® o Simplant® que utilizan el protocolo de fresado diametral con las fresas a longitud de trabajo.

- También es recomendable el manejo de fresas quirúrgicas con el tope incorporado para evitar la utilización de las dos manos.



8. CONCLUSIONES



8. CONCLUSIONES

-La colocación de implantes mediante férulas quirúrgicas aumenta significativamente la precisión en la posición tridimensional del implante con respecto a la técnica convencional, siendo la precisión significativamente superior si realizamos una cirugía completamente guiada que parcialmente guiada, y estas dos a su vez mejores que la cirugía convencional.

-La precisión es proporcional a la densidad ósea

-No hemos encontrado diferencias significativas entre los cilindros de las guías de 4 y 8 mm pudiendo utilizar los cilindros de 4 mm ya que nos permiten un mejor acceso.

- Con respecto al soporte de férulas, se obtienen resultados más precisos con aquellas férulas de soporte dentosoportada que con las mucosoportadas.

-El método de análisis de discrepancia mediante tomografía es más preciso que el escaneado y éste, a su vez, es mejor que el método fotográfico.



INDICE DE FIGURAS Y TABLAS

1. Figura 1. Tac Dental donde podemos valorar los cortes, axial, sagital y transversal valorando así la altura y la anchura ósea.
2. Figura 2. Gráfica del margen de error producido en las diferentes técnicas Radiológicas. Tomado de Sonic et al⁴⁵
3. Tabla 1. Procedencia de la irrigación en los distintos lechos implantarios según el tipo de cirugía
4. Figura 3. A. Implante colocado con técnica con colgajo, B. Implante colocado con técnica Flapless. Fotografía tomada de Becker *et al*⁹⁵.
5. Figura 4. Obtención de distintas mediciones y referencias en varios software de planificación guiada por ordenador.
6. Figura 5. A. Férula radiológica baritada duplicada de la prótesis del paciente. B. Puntos de gutapercha en la prótesis del paciente. C. Vacumm con dientes baritados.
7. Figura 6. Pasos para confeccionar una férula radiológica mediante un duplicador de Lang® (Lang Dental, Wheeling, USA).
8. Figura 7. *Best fit* del DICOM (A), modelo escaneado del paciente (B), encerado diagnostico (C) y programación de los implantes (D)
9. Figura 8. Distintos tipos de férulas según su apoyo. A. Mucosoportadas, B. Dentosoportadas y C Osteosoportadas.
10. Figura 9. A. Férulas universales, B. Férulas guiadas.



11. Figura 10. Medición de la densitometría en el software Simplant® (Materialise, Belgium). Donde podemos valorar el número de Unidades Hounsfield (HU).

12. Tabla 2. Distribución de los grupos de trabajo en función de las variables predictoras. El tamaño de la submuestra (n) es el número de implantes de cada uno de los subgrupos (n total = 128)

13. Figura 11. Modelos de las diferentes densidades óseas.

14. Figura 12. Perdigones calibrados de 2 micras

15. Figura 13. Modelos de simulación con los perdigones colocados.

16. Figura 14. Detalle de la colocación de los perdigones.

17. Figura 15. Tabla de la distribución de los modelos obtenida en www.randomization.com

18. Figura 16. Referencias tomadas en los modelos parciales y completamente edéntulos.

19. Figura 17. Calibración del modelo con pie de rey electrónico.

20. Figura 18. Distribución de los modelos según el sistema de escaneado utilizando la web www.randomization.com

21. Figura 19. Imagen del Software Mguide® con detalle del proceso de cargar un archivo DICOM.

22. Figura 20. Imagen del Software Mguide® cargando un modelo.

23. Figura 21. Imagen de la preperación del caso en el Software Mguide®
24. Figura 22. Imagen del Software Mguide® con la reconstrucción tridimensional y los cortes axial, coronal y sagital.
25. Figura 23. Imagen de la barra de tareas del Software Mguide®
26. Figura 24. Fotografía del modelo con la utilización de la regla ABFO (*American Board of Forensic Odontology*).
27. Figura 25. Trazado de la linea oclusal con el Software Mguide®
28. Figura 26. Imagen del modelo escaneado y del DICOM en el Software Mguide®
29. Figura 27. Proceso para realizar el solpamiento de los modelos con el Software Mguide®
30. Figura 28. Selección del implante en el Software Mguide®
31. Figura 29. Planificación de la férula quirúrgica con el Software Mguide®
32. Figura 30. Podemos observas las planificaciones realizadas para los modelos con hueso tipo D1, D2, D3 y D4, nótese la diferencia de radiopacidad.
33. Figura 31. Férulas quirúrgicas adaptadas en los modelos parcialmente dentados.

34. Figura 32. Férulas quirúrgicas adaptadas en los modelos completamente edéntulos con pins de fijación verticales.
35. Figura 33. Protocolo quirúrgico para el implante Seven de 4,20x11,5 (Mis Implants, Israel)
36. Figura 34. Fresa piloto e introducción de la fresa en el cilindro guía.
37. Figura 35. Detalle de la fresa quirúrgica y su relación con el cilindro guía.
38. Figura 36. (A) Fresas quirúrgica inicial llegado al tope (B) Fresa quirúrgica que no llega al tope que porque interfiere con la cresta alveolar.
39. Figura 37. A. Fresa para regularizar el hueso, B. Hueso regularizado y C. Fresa llegando al tope del cilindro.
40. Figura 38. Caja quirúrgica Mguide Seven (Mis Implants, Israel) Protocolo *Soft y Hard Bone*
41. Figura 39. Detalle de la colocación del implante completamente guiado.
42. Figura 40. Detalle de la colocación del implante semi-guiado colocando el implante sin la férula.
43. Figura 41. (A) Modelo completamente edéntulo con los implantes colocados. (B) Modelo con los *Scan Bodys*.



44. Figura 42. (A) Modelos STL de la planificación y postcolocación. (B) Solapado de STLS
45. Figura 43. Medida de las discrepancias con el software Meshlab®
46. Figura 44. Detalle de las diferencias en angulación entre la posición final y la planificada en los modelos D4 y D1
47. Tabla 3. Variabilidad de las distancias medidas en micras de las posiciones DPI, DPD y DA con respecto al CBCT utilizado.
48. Tabla 4. Variabilidad de las distancias medidas en micras de las posiciones DPI, DPD y DA con respecto al tipo de edentulismo.
49. Tabla 5. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función del tipo de tomografía realizada.
50. Tabla 6. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función del tipo de modelo (dentado o desdentado).
51. Tabla 7. Correlaciones de Spearmann entre el tipo de hueso (d1, d2, d3 y d4) y distintos parámetros con los tres métodos.
52. Tabla 8. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función de la altura cilindro guía. mediante Análisis de la Varianza (ANOVA).
53. Tabla 9. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función de la técnica de colocación de implantes. mediante ANOVA.



54. Tabla 10. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función de la técnica de colocación de implantes y dependiendo del tipo de hueso. mediante ANOVA.

55. Tabla 11. Discrepancias lineales y angulares con los tres métodos de estudio en función de la técnica de colocación de implantes y dependiendo del tipo de hueso y el tipo de dentición mediante ANOVA.

56. Tabla 12. Variabilidad de las distancias medidas en micras de las posiciones DPI, DPD y DA para los diferentes métodos de medición.

57. Figura 45. Detalla de la fractura en un modelo tipo D1 debido a las fuerzas de torque tan elevadas.



9. Bibliografía



9. Bibliografía

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 347-59.
2. Pensler AV. Minimal invasive dentistry: a revolution long overdue. Dent Econ. 1995 Nov;85(11):101-2.
3. Llodra Calvo JC. Encuestas de Salud Oral en España 2010. RCOE 2012;17(1):13-41
4. Wennerberg A, Albrektson T, Andersson B. Desing and surface haracteristics of 13 commercially available oral implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:622-633
5. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed protheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. Clin Oral Impl Res 1996; 7: 329-36.
6. Petersen P, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. Community Dent Oral Epidemiol 2005;33 (2):81-92.
7. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Impl Res 1997; 8: 161-72.



8. Hultin M, Gustafsson A, Klinge B. Long-term evaluation of osseointegrated dental implants in the treatment of partly edentulous patients. J Clin Periodontol 2000; 27:128-33.
9. Pjetursson, B.E., et al., Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res, 2007. 18 Suppl 3: p. 97-113.
10. Zarb GA, Schmitt A. Prosthodontic treatment with implants for geriatric edentulous patients. En: Papas AS, Niessen LC, Chauncey HH. Geriatric dentistry. Aging and oral health. San Luís: Mosby. 1991. pag:202-10
11. Johns R. The role of osseointegrated dental implants in the treatment of elderly people. En : Barnes IE, Walls A. Gerodontology. Oxford: Wright. 1994. pag: 160 – 166
12. Lang NP. Oral implants in elderly patients. En: Holm-Pedersen P, Løe H. Textbook of Geriatric Dentistry. Copenhagen: Munksgaard. 1996. pag: 483 - 502.
13. Budtz-Jorgensen E. Prosthodontic for the elderly. Diagnosis and treatment. Chicago: Quintessence. 1999
14. Misch L, Misch CE. Denture satisfaction : a patient's perspective. Int J Oral Implantol 1991;7:43-48.
15. Allan G. Image-guidance . . . the revolution in dental treatment facilitated by digital radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod Vol. 101 No. 3 March 2006



16. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3:81-100.
17. Albrektsson T, Brånemark PI, Hanson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981;52:155-70
18. Schröder A, Van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. J Maxillofac Surg. 1981;9:15-25
19. Zarb G & Albrektsson T. Osseointegration a requiem for the periodontal ligament. Int J Periodont Rest Dent. 1991;11:88-91
20. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen J et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg 1977, 11 (suppl. 16): 1 - 132.
21. Chan MF, Narhi TO, Baat C, Kalk W. Treatment of the atrophic edentulous maxilla with implant-supported overdentures: a review of the literature. Int J Prosthodont 1998; 11: 7-15.
22. Tallgren A. Reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear: a longitudinal roentgenographic cephalometric study. Acta Odontol Scand 1966;24:195-239.
23. Chaar, M.S., W. Att, and J.R. Strub, Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic



review. J Oral Rehabil, 2011. 38(9): p. 697-711.

24. Cooper, L.F., The current and future treatment of edentulism. J Prosth, 2009. 18(2): p. 116-22.

25. Grossmann, Y., J. Nissan, and L. Levin, Clinical effectiveness of implant-supported removable partial dentures: a review of the literature and retrospective case evaluation. J Oral Maxillofac Surg, 2009. 67(9): p. 1941-6.

26. Lang, N.P. and N.U. Zitzmann, Clinical research in implant dentistry: evaluation of implant- supported restorations, aesthetic and patient-reported outcomes. J Clin Periodontol, 2012. 39 Suppl 12: p. 133-8.

27. Vogel, R., J. Smith-Palmer, and W. Valentine, Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. 28(2): p. 343-56.

28. Hammerle CH, Lang NP. Tissue integration of oral implants. En: Lang NP, Karring T. Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology. Londres: Quintessence books. 1994. pag: 297 – 316

29. Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. Implantología oral. El sistema ITI. Madrid: Médica Panamericana. 1993.

30. Li S, Lindah A, Nannmark U, Chien S. Interaction between cone marrow stem cells and extracellular matrix in bone cartilage. In: Brånemark PI, eds. The Osseointegration Book. Berlin: Quintessence; 2005. p. 115-26.

31. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark P, Zarb G, Albrektsson T, editors. Tissue-integrated prostheses:



Osseointegration in Clinical Dentistry Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-210 Testut, L.; Latarjet, A. (1975). *Tratado de anatomía humana*. Tomo 1. Salvat Editores. Barcelona. 8. Turvey, T.A.; Fonseca, R.J. (1980).

32. Turvey TA, Fonseca RJ. The anatomy of the internal maxillary artery in the pterygopalatine fossa: its relationship to maxillary surgery. J Oral Surg. 1980.

33. Williams, P.L.; Warwick, R.(1985). Gray Anato- mia. Vol. 1. Salvat Editores. Barcelona.

34. Rodríguez Vázquez, J. *Consideraciones anató- micas para implantes osteointegrados*. UCM. Facultad de Medicina, 2004.

35. Hoffman, K.D. *Anatomic considerations in the partially and fully edentulous maxilla*. En: Misiek DJ (ed). *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. Philadelphia:WB Saunders Company ; 1994.

36. Misiek DJ (ed). *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. Philadelphia: WB Saun- ders Company; 1994.

37. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. J Prosthet Dent 1998; 79:66-73.

38. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implantsupported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. J Prosthet Dent 1999; 82: 188-96.

39. BouSerhal, C, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res, 2002. 4(3): p. 156-72.

40. White, S., Pharaoh, M., Advanced Imaging Modalities, in Oral



Radiology: Principles and Interpretation 2004, Mosby: St. Louis, MO

41. Benavides, E., Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, Feldman SJ, Mah JK, Hatcher D, Kim MJ, Sohn DS, Palti A, Perel ML, Judy KW, Misch CE, Wang HL. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists Consensus Report. *Implant Dent*, 2012. 21(2): p. 78-86.

42. Mischkowski, R.A., Zinser MJ, Neugebauer J, Kübler AC, Zöller JE. Comparison of static and dynamic computer-assisted guidance methods in implantology. *Int J Comput Dent*, 2006. 9(1): p. 23-35.

43. Wyatt CCL, Pharoah MJ. Técnicas de imagen e interpretación de imágenes en el tratamiento con implantes dentales. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 1; 278-80.

44. Sonic M, Abrahams J, Faiella R. A comparison of the accuracy of periapical, panoramic and computerized tomographic radiographs in locating the mandibular canal. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(4):455–60.

45. Romeo M, Del Río J. ¿Tallar o implantar? La restauración del espacio edéntulo intercalar. *Rev Int Prot Estomatol* 2005;7(2):170-179

46. Chiche F, Missika P. Reposición de dientes unitarios. Parte 1: Prótesis para diente unitario implantosoportada en la zona de los dientes laterales. *Quintessence (ed esp)* 2003;16(1):28-33.

47. Chiche F, Missika P. Tratamiento de los espacios edéntulos. Segunda parte: Coronas unitarias implantosoportadas en el sector anterior. *Quintessence (ed esp)* 2003;16(2):105- 112.



48. ten Bruggenkate CM, Oosterbeek HS, Krekeler G, Asikainen PJ. The placement of angled implants in the edentulous maxillae for the use of overdentures. J Prosthet Dent 1991, 66: 807 - 809.
49. ten Bruggenkate CM, Sutter F, Oosterbeek HS, Krekeler G. Indications for angled implants. J Prosthet Dent 1992, 67: 85- 93.
50. Gotfredsen K, Wiskott A; Working Group 4. Consensus report – reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. Clin Oral Implants Res.2012 Oct;23 Suppl 6:238-41.
51. Becker W, Becker BE, Israelson H, Luchini JP, Handelsman M, Ammons W et al. One-step surgical placement of Branemark implants: a prospective multicenter clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants 1997, 12: 454 - 462.
52. Anitua E. Novel protocols for predictable implantology. Pract Proced Aesthet Dent. 2008;20:123-8.
53. Romero Ruiz M, Infante Cossío P, Torres Lagares D. Cirugía de inserción de implantes. Férula quirúrgica procedimientos básicos. En: Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, eds. Integración de la implantología en la práctica odontológica. Madrid: Ergón; 2002. p. 43-69.
54. Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM, Oltra Moscardó MJ. Procedimiento quirúrgico básico. En: Peñarrocha Diago M, eds. Implantología Oral. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 53-75.
55. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. J



Prosthet Dent. 1983 Jul;50(1):101-7.

56. Romero Ruiz M, Infante Cossío P, Torres Lagares D. Cirugía de inserción de implantes. Férula quirúrgica procedimientos básicos. En: Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, eds. Integración de la implantología en la práctica odontológica. Madrid: Ergón; 2002. p. 43-69.

57. Herrero F & Herrero M. Primera fase quirúrgica. En: Herrero M & Herrero F, eds. Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral. Madrid: TRP Ediciones; 1995. p. 67-98.

58. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. J Oral Maxillofac Surg. 1999;28:297- 303.

59. Anitua E. Un nuevo enfoque en la cirugía y prótesis sobre implantes. Vitoria: Puesta al día Publicaciones. 1996.

60. Buser D, Dula K, Hirt HP, Schenk RK. Lateral ridge augmentation using autografts and barrier membranes: a clinical study with 40 partially edentulous patients. J Oral Maxillofac Surg 1996, 54: 420-432.

61. Anitua EA, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implant. 2007;22:138-45.

62. Lee EA & Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. Pract Proced Aesthet Dent. 2006;18:17-22.

63. Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta con expansores motorizados. Dental Dialogue 2004;2:3-13.

64. Anitua E. Expansión de cresta con osteotomos: Estado actual.



Utilización del Plasma Rico en Factores de Crecimiento (PRGF). Rev Esp Cirug Oral maxillofac. 2001;23:158-62.

65. Peñarrocha Diago M, Sanchís Bielsa JM. Técnica de osteodilatadores. En: Peñarrocha Diago M, eds. Implantología Oral. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 75-85.

66. Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, Bermudo Ariño L. Problemática del frente anterior. Situaciones conflictivas y opciones terapéuticas. En: Gutiérrez Pérez JL, García Calderón M, eds. Integración de la implantología en la práctica odontológica. Madrid: Ergón; 2002. p. 69-81.

67. Anitua Aldecoa E. Expansión de cresta. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un enfoque biológico de la implantología. Vitoria: Puesta al día; 2008. p. 55-69.

68. Peñarrocha Diago M, Sanchos-Bielsa JM. Técnica de osteodilatadores. En: Peñarrocha Diago M, eds. Implantología Oral. Barcelona: ARS Médica; 2001. p. 75-85.

70. Summers R. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. Compend Contin Educ Dent. 1994;15:152-60.

71. Anitua Aldecoa E. Elevación atraumática del seno maxilar. En: Anitua Aldecoa E, eds. Un nuevo enfoque en la cirugía y prótesis sobre implantes. Vitoria: Puesta al día; 1996. p. 75-101.

72. Summer RB. The osteotome technique. Part 2 the ridge expansion osteotomy (REO) procedure. Compend Contin Educ Dent. 1994;15:422-34.



73. Misch C. Levantamiento y elevación de seno maxilar con aumento subantral. En: Misch C, eds. Implantología contemporánea. Madrid: Mosby/ Doyma; 1995. p. 539-67.

74. Muđlalý M, Ýnal S, Bař B, Bekçiođlu B, Çelebi N. Fixation of vertically distracted segment with dental implants after breakage of distraction device: case report. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 2008;105(5):25-7.

75. Matsushita K, Inoue N. Tooth-borne distraction of the lower anterior subapical segment for correction of class II malocclusion, subsequent to genioplasty. Oral Maxillofac Surg; 2010.

76. Im JJ, Kye MK. Miniscrew-anchored alveolar distraction for the treatment of the ankylosed maxillary central incisor. Dental Traumatology. 2010;26:285-8.

77. Fujioka M, Kanno T. Oral rehabilitation of a maxillectomy defect using bone transport distraction and dental implants. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2010;68(9):2278-82.

78. Ortakoglu K, Suer BT. Vertical distraction osteogenesis of fibula transplant for mandibular reconstruction: a case report. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006;102:8-11.

79. Kim Y, Park SB. Treatment of an ankylosed maxillary incisor by intraoral alveolar bone distraction osteogenesis. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2010;138(2):215-20.



80. Erdogan Ö, Shafer DM, Taxel P, Freilich MA. A review of the association between osteoporosis and alveolar ridge augmentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(6):1-13.

81. Yi K-J, Kim S-G, Moon S-Y. Vertical distraction osteogenesis using a titanium nitride-coated distractor. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2009;107(5):5-9.

82. Dahlin C, Sennerby L, Lekholm. Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1989; 4: 19-25.

83. Jovanovic S, Schenk RK, Orsini M. Supracrestal bone formation around dental implants: an experimental dog study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1995; 10: 23-31. (15)

84. Shenk RK, Buser D, Hardwick WR. Healing pattern of bone regeneration in membrane-protected defects: a histologic study in the canine mandible. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994; 9: 13-29. (23)

85. Dahlin C, Linde A, Gottlow J, and Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *J of Plastic and Reconstructive Surgery* 1988; 81: 672-676.

86. Dahlin C, Andersson L, Lindhe A. Bone augmentation at fenestrated implants by osteopromotive membrane technique. A controlled clinical study. *Clin Oral Impl* 1991; 2: 159-165.

87. Dahlin C, Lekholm U, Lindhe A. Membrane-induced bone augmentation at titanium implants. A report of ten fixtures followed from 1 to 3 years after loading. *Int J Periodont Rest Dent* 1991; 4: 273-81.

88. Becker W, Becker BE, Handlesman M. Bone formation at



dehiscid dental implant sites treated with implant augmentation material: a pilot study in dogs. *Int J Periodont Rest Dent* 1990; 2: 93-102.

89. Jovanovic S, Spiekermann H, Richter EJ. Bone regeneration around titanium dental implants in dehiscid defect sites: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1992; 7: 233-45.

90. Nyman S, Lang NP, Buser D. Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: a report of two cases. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1990; 5: 9-14

91. Vanden Bogaerde L. Rigenerazione ossea guidata con membrane riassorbibili. *Dental Cadmos* 2000; 4: 37-55

92. Yaffe A, Fine N, Binderman I. Regional accelerated phenomenon in the mandible following mucoperiosteal flap surgery. *J Periodontol* 1994;65:79-83

93. Penarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, Guarinos J, Balaguer J. Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:861-7

94. Cocchetto R, Vincenzi G. Delayed and immediate loading of implants in the aesthetic zone: a review of treatment options. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003;15(9):691-8; quiz 700

95. Becker W, Wikesjo UM, Qahash M, Hujoel P, Goldstein M, Turkyilmaz I. Histologic evaluation of implants following flapless and flapped surgery: A study in canines. *J Periodontol* 2006;77:1717-22

96. Libro Blanco de la Implantología Dental en España. (Sociedad Española de Implantes)

97. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:303-11.



98. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Selection criteria for dental implant site imaging: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;89:630-7
99. Chicago: Quintessence Books; 1994Allan G. Image-guidance the revolution in dental treatment facilitated by digital radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod Vol. 101 No. 3 March 2006
100. Eitan Barnea, DMD,^a Ido Alt, DMD,^b Roni Kolerman, DMD,^c and Joseph Nissan, DMD. Accuracy of a laboratory-based computer implant guidingsystem. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;109:e6-e10.
101. Schnitman PA, Hayashi C, Han RK. Why guided when freehand is easier, quicker, and less costly? J Oral Implantol. 2014 Dec;40(6):670-8..
102. Allum SR. Immediately loaded full-arch provisional implant restorations using CAD/CAM and guided placement: maxillary and mandibular case reports. Br Dent J. 2008 12;204(7):377-81
103. Tarnow DP, Cho SC,Wallace SS. The effect of interimplant distance on the height of inter-implant bone crest. J Periodontol 2000; 71: 546-549.
104. Wismeijer, D., Casentini, P., Chiapasco, M., Pre-Operative Assessment and Prosthetic Planning: The Edentulous Patient, in ITI Treatment Guide, D. Wismeijer, Buser, D., Belser, U., Editor 2010, Quintessence Publishing: Berlin, Germany. p. 13-34.
105. Monsour, P.A. and R. Dudhia, Implant radiography and radiology. Aust Dent J, 2008. 53 Suppl 1: p. S11-25.
106. Patel, S., et al., New dimensions in endodontic imaging: part 1.



Conventional and alternative radiographic systems. Int Endod J, 2009. 42(6): p. 447-62.

107. BouSerhal, C., et al., Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res, 2002. 4(3): p. 156-72.

108. Fortin, T., Isidori, M. & Bouchet, H. (2009) Place- ment of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus graft- ing: a clinical report of procedure. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 24: 96– 102.

109. Spector L. Computer-aided dental implant planning. Dent Clin North Am. 2008 Oct;52(4):761-75.

110. Modica F, Fava C, Benech A, Preti G. Radiologic-prosthetic planning of the surgical phase of the treatment of edentulism by osseointegrated implants: an in vitro study. J Prosthet Dent. 1991 Apr;65(4):541-6.

111. Luangchana P, Pornprasertsuk-Damrongsri S, Kiattavorncharoen S, Jirajariyavej B. Accuracy of linear measurements using cone beam computed tomography and panoramic radiography in dental implant treatment planning. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015 Nov-Dec;30(6):1287-94.

112. Karellos ND, Zouras CS. Transfer of CT scan data to diagnostic casts. Implant Dent. 1993 SUM;2(2):97-9.

113. Lee WC, Huang CH, Chung SC, Wei CC. An efficient and



accurate approach for fabricating dental implant surgical guides. *Biomed Mater Eng.* 2014;24(6):2689-95.doi: 10.3233/BME-141086.

114. Huotilainen E, Jaanimets R, Valášek J, Marcián P, Salmi M, Tuomi J, Mäkitie A, Wolff J. Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014 Jul;42(5):e259-65.

115. Wilson DJ. Ridge mapping for determination of alveolar ridge width. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989 Spring;4(1):41-3.

116. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwalen M, Hämmerle CHF, Tahmased A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24 (suppl): 92-109.

117. Ganz SD. Use of stereolithographic models as diagnostic and restorative aids for predictable immediate loading of implants. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003; 15: 763-771.

118. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16: 495-501

119. van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, et al. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flappess surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7 Suppl 1: S111-S120.

120. Velasco E, Garcia A, Segura JJ, Medel R, España A. Cirugía guiada y carga inmediata en implantología oral. I. Consideraciones diagnósticas y quirúrgicas. *Rev Esp Odontoestomatol Impl* 2008; 16: 211-218



121. Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. J Prosthodont 2006; 15: 51-58.

122. Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part II. A clinical report. J Prosthodont 2006; 15: 117-122.

123. Malo P, Araujo M, Lopez A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. J Prosthet Dent 2007; 97: S26-S34.

124. Van Assche N, van Steenberghe D, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy assessment of computer-assisted flapless implant placement in partial edentulism. J Clin Periodontol 2010; 37: 398-403.

125. Velasco E, Pato J, López J, Poyato M, Lorrio JM. Cirugía guiada y carga inmediata en implantología oral. II. Consideraciones oclusales y prostodóncicas. Rev Esp Odontoestomatol Impl 2008; 16: 221-228

126. Jacobs R. Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. Periodontology 2000 2003; 33: 12-25.

127. Siebegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zoller JE. Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operations sites. J Cranio-Maxillofac Surg 2001; 29: 276-281.

128. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. J Prosthet Dent 2007; 97: 389-394.



129. Widmann G, Widmann R, Widmann E, Jaschke W, Bale R. Use of a surgical navigation system for CT-guided template production. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22 : 72-78.
130. Birkfellner W, Solar P, Gahleitner A, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J et al. *In vitro* assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 69-78
131. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F et al. Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 59-64.
132. Olsen S, Ferguson SJ, Sigrist C, Fritz WR, Nolte LP, Hallermann W, et al. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16: 53-59.
133. Wanschitz F, Birkfellner W, Figl M, Patruta S, Wagner A, Watzinger F et al. Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted display for oral implant surgery. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 610-616
134. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16: 609-614.
135. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery. A review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21 : 305-313.
136. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 571-577.



137. Schermeier O, Hildebrand D, Lueth T, Hein A, Szymansky D, Bier J. Accuracy of an image-guided system for oral implantology. En: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG (eds.). Computer-Assisted Radiology and Surgery, vol 1281; International Congress Series. Nueva York. Elsevier, 2001, pag. 748-752.



138. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Impl Res 2001; 12: 79-84.
139. Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18: 224-231
140. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20: 898-904.
141. Misch CE, Scoretecci GM. Immediate load applications in implant dentistry. En: Misch CE. Dental implant prosthetics. San Luís: Elsevier Mosby. 2005. pag: 531-67
142. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implant placed flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22: 87-95.
143. Bert M. Complicaciones y fracasos en implantes osteointegrados. Barcelona: Masson; 1995.
144. Worthington P, Lang B, Lavelle W. Osseointegration in dentistry: An introduction
145. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. Clin Oral Implants Res. 2009 Sep;20 Suppl 4:73-86. Review.
146. Kühl S, Zürcher S, Mahid T, Müller-Gerbl M, Filippi A, Cattin P. Accuracy of full guided vs. half-guided implant surgery. Clin Oral Implants Res. 2013 Jul;24(7):763-9



147. Park C, Raigrodski AJ, Rosen J, Spiekerman C, London RM. Accuracy of implant placement using precision surgical guides with varying occlusogingival heights: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2009 Jun;101(6):372-81.

148. Widmann G, Fischer B, Berggren JP, Dennhardt A, Schullian P, Reto B, Puelacher W. Cone Beam Computed Tomography vs Multislice Computed Tomography in Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Guided Implant Surgery Based on Three-Dimensional Optical Scanning and Stereolithographic Guides: Does Image Modality Matter? Int J Oral Maxillofac Implants. 2016 May-Jun;31(3):527-33.

149. Kawamata A, Arijji Y, Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. Dent Clin North Am. 2000 Apr;44(2):395-410.

150. Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, Kainberger F, Czerny C, Bergmann H, Ewers R. Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. Clin Oral Implants Res. 2003 Jun;14(3):340-8.

151. Faisal A. Quereshy, Truitt A. Savell, and J. Martin Palomo. Applications of Cone Beam Computed Tomography in the Practice of Oral and Maxillofacial Surgery. J Oral Maxillofac Surg 66:791-796, 2008 Besimo CE, Rohner HP. Three-dimensional treatment planning for prosthetic rehabilitation. Int J Periodontics Restorative Dent. 2005 Feb;25(1):81-7.

152. Naitoh M, Arijji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T. Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants? Clin Oral Implants Res. 2000 Oct;11(5):409-14.



153. Dreiseidler T, Tandon D, Kreppel M, Neugebauer J, Mischkowski RA, Zinser MJ, Zöller JE. CBCT device dependency on the transfer accuracy from computer-aided implantology procedures. Clin Oral Implants Res. 2012 Sep;23(9):1089-97.

154. Forbes-Haley CE, King PA. Markers for implant placement in CBCT: a technical overview. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2013 Dec;21(4):157-60.

155. Hultin M, Svensson KG, Trulsson M. Clinical advantages of computer-guided implant placement: a systematic review. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:124-35.

156. Somogyi, G. (2013). Evaluation of the Accuracy of NaviDent, a Novel Dynamic Computer-Guided Navigation System for Placing Dental Implants Thesis. ISBN 978-94-6197-006-0.



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

VALIDACIÓN DE LA PRECISIÓN DE LAS FÉRULAS
QUIRÚRGICAS. EN FUNCIÓN DEL TIPO DE FÉRULA. DE LA ALTURA
DE LOS CILINDROS. DE LA MANIPULACIÓN QUIRURGICA Y DEL
TIPO DE HUESO.